

紧凑型医用回旋加速器的物理设计

何小中 杨国君 龙继东 庞 健 张开志 石金水

(中国工程物理研究院流体物理研究所 绵阳 621900)

摘要 介绍了能量 11 MeV、流强 50 μA 的紧凑型质子医用回旋加速器的物理设计方案, 并较详细报告了各主要分系统(包括离子源、磁铁、高频、中心区、引出系统)的设计方法及结果。该加速器已经完成调试, 成功引出平均流强 50 μA 、能量 11 MeV 的质子束流, 验证了整机物理设计的正确性。

关键词 回旋加速器, 离子源, 磁铁, 中心区, 引出系统

中图分类号 TL54⁺2.1

DOI: 10.11889/j.0253-3219.2014.hjs.37.010201

正电子发射断层显像(Positron Emission Tomography, PET)^[1-3]是一种利用短寿命(半衰期一般小于 2 h)正电子放射性核素标记化合物或显像剂进行体内生物分子水平显像的技术。所谓正电子发射断层成像是指通过呼吸或者静脉注射等方式将正电子放射性药物引入到活体内, 随着人体内部新陈代谢等生化反应, 药物在体内形成一定的分布; 正电子放射性核素在人体内发生正电子衰变, 衰变产生的正电子即刻发生湮灭辐射, 放出一对方向相反且能量为 511 keV 的 γ 光子, 置于人体外的探测器通过符合探测技术探测到这对 γ 光子, 通过大量正电子湮灭事件的探测计算得到人体内正电子药物浓度分布的图像。

正电子显像由于具有活体生化显像、定量、高分辨率及高灵敏度的特点, 其在肿瘤早期诊断和心脑血管疾病的诊断中具有重要的临床价值。全身氟代脱氧葡萄糖(¹⁸F-FDG)代谢显像目前已经成功应用于肿瘤诊断和分期^[2], 对肿瘤治疗产生了重要影响。PET 显像已成为新世纪医学的热点之一。PET 设备主要分两大部分: 一部分是 PET 显像仪, 另一部分为生产正电子放射性核素的小型医用回旋加速器。

小型医用回旋加速器通过加速质子(或氘离子等)到几 MeV 至数十 MeV 能量, 轰击到靶材上通过(p, n)等核反应生产正电子放射性核素。加速器的能量越高, 流强越高, 产生的正电子放射性核素种类越多, 产量越高, 但对应的技术难度和成本也越高。我国 PET 检查的普及程度大大落后于发达国家, 美国每百万人享有 PET/CT 约 6 台, 而我国每百万人仅享有 PET/CT 0.1 台^[4]。PET 设备在我国有较大市场, 我国目前相关设备基本依赖进口。综合考虑放射性核素产量、成本等因素, 研制了一台能量 11 MeV、流强 50 μA 的小型质子医用回旋加速器样机, 用于医用 PET 正电子放射性同位素的生产。

1 紧凑型医用回旋加速器总体设计

紧凑型医用回旋加速器主体构成如图 1(a)所示。氢负离子(或者其他离子)从离子源中发射出来, 在主磁铁(通常是径向扇等时性磁铁, 磁极形状如图 1(b)所示)的二极磁场中做回旋运动, 同时受到射频加速电场的共振加速, 能量升高, 回旋半径增大, 最终达到一定的能量并到达引出半径, 经过一层薄的碳膜, 将氢负的两个电子剥离掉, 从而在磁场中粒子的回旋方向发生改变, 得以引出。

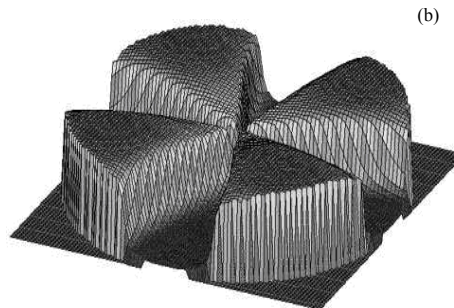
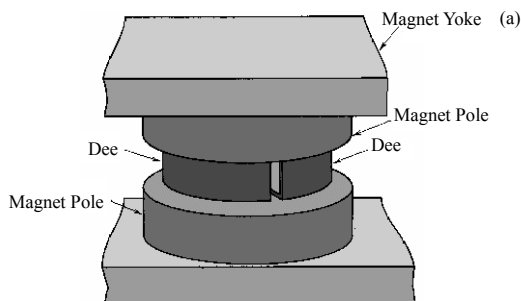


图 1 医用回旋加速器主体构成(a)和径向扇等时性医用回旋加速器磁极形状(b)
Fig.1 Diagram of a medical cyclotron (a) and shape of the radial sector focusing magnet (b).

第一作者: 何小中, 男, 1979 年出生, 2006 年于清华大学获工学博士学位, 从事荷电粒子加速器相关研究
收稿日期: 2013-09-27, 修回日期: 2013-12-04

将小型医用回旋加速器细分为离子源、磁铁、高频腔、高频功率源、中心区、引出系统、真空、控制等分系统。

离子源主要的设计参数有：离子源种类、发射流强、工作气体流量等。

磁铁用于产生使加速离子作回旋运动的轴向磁场，磁铁产生的轴向磁场须是等时性磁场，使加速离子在不同半径处的回旋频率相等^[5]，这样加速离子才能在频率固定的高频场中得到共振加速。磁铁的主要设计参数有：平均磁场强度、半径、等时性误差及工作点等。回旋加速器出射束流的最大能量由磁铁的平均磁场强度及半径确定。等时性误差指不同半径处加速离子在磁场中作回旋运动的频率的差异，必须将等时性误差控制在一定范围以下，才能使加速离子得到高频场的共振加速。

高频腔用于产生高频加速电场，主要设计参数有：加速电压、频率、腔壁损耗功率、品质因数等。高频功率源系统产生功率 10 kW 量级的高频信号，用于在高频腔中激励起高频加速电场，同时高频功率源还需要对高频腔中加速电场的频率、幅度的稳定性进行反馈控制。

中心区指医用回旋加速器中前 1-2 圈需要进行特殊设计的若干个射频加速间隙。因为在前 1-2 圈时，离子还仅具有较低的能量，需要特殊设计射频加速间隙，才能使离子能得到有效加速。中心区的另一个重要任务就是使离子经过前 1-2 圈加速后，

具有尽可能接近平衡轨道的状态，即实现所谓轨迹中心化，这样离子才能在后续数十圈至上百圈的加速过程中始终有效加速，并具有较好的束流状态（束斑、发射度等）。

引出系统的作用是将束流从接近平衡轨道的运动状态下对束流施加一定的影响，使束流以可控的方式偏离平衡轨道，并运动到指定的位置。如果加速的为负离子，那么可以使用碳膜剥离核外电子，使离子电荷符号改变，从而在磁场中旋转方向改变，得以引出。如果加速的为正离子，通常采用较复杂的多级静电偏转板实现束流的引出。

真空系统用于实现磁铁内部离子运动区域的高真空环境。真空系统需要具有较大的抽速，将环境放气及离子源工作时放出的气体快速地排出离子运动区域。

根据总体束流参数(11 MeV、50 μ A)的需要，设定各分系统主要设计参数如表 1 所示。束流自离子源产生后，经过中心区加速后，约 1/9 即 110 μ A 被射频场俘获，能够得到后续有效加速。由于系统真空度优于 1×10^{-3} Pa，加速过程中 H^- 离子碰撞到残留分子造成的束流损失小于 50%，从而最终引出的束流能够达到 50 μ A。束流能量 11 MeV 则由磁铁和高频腔的设计保障，高频腔使束流每回旋一圈能量增加约 140 keV，这样随着束流不断加速，其回旋半径不断增加，最终到达引出半径 39 cm 时引出能量为 11 MeV。

表 1 主要设计参数
Table 1 Main design parameters.

项目 Item	参数名称 Parameter name	参数值 Parameter value
磁铁 Magnet	扇块 Sector number	4
	山间距 Hill gap / cm	3.8
	山角度 Hill angle / (°)	58
	谷间距 Valley gap / cm	140
	磁极半径 Magnet pole radius / cm	45
高频 RF	平均磁感应强度 Mean magnetic field / T	1.18
	Dee 数目 Dee pole number	2
	Dee 电压 Voltage / kV	42
	频率 Frequency / MHz	72.05
	腔壁损耗功率 Dissipation power / kW	≤ 8
离子源 Ion source	种类 Type	H^- , 潘宁源 Penning source
	插入方式 Insert direction	横向 Transversal
	工作气流量 Gas flow / sccm	≤ 2
	直流引出流强 DC extraction current / mA	≥ 1
中心区 Central region	相位接受度 Phase acceptance / (°)	≥ 40
引出 Extraction	引出方式 Extraction method	碳膜 Carbon foil
	引出站数目 Extraction station number	2
	引出半径 Extraction radius / cm	40
真空系统 Vacuum system	真空度 Vacuum pressure / Pa	1×10^{-3}
	对 H_2 抽速 Pump speed / $L \cdot s^{-1}$	$\geq 4\ 000$

2 各分系统物理设计

2.1 离子源

负氢离子要达到设计的引出流强，必须具有两个条件。第一是电离等离子体边缘引出区域需具有足够高的负氢离子浓度，这可以通过设计离子源放电室的结构、离子源放电状态等措施实现；第二是必须具有足够高的引出电压，才能使空间电荷限制流强大于设计流强。我们采用的引出间隙约为 4 mm，引出狭缝面积约 2 mm^2 ，采用蔡尔德定律^[6]：

$$j = 4\epsilon_0/9 \times (2Ze/m_0)^{1/2} \times V^{3/2}/d^2 \quad (1)$$

式中， j 为电流密度； ϵ_0 为真空介电常数； Z 为电荷数； m_0 为静止质量； V 为引出电压； d 为加速间隙； e 为电子电荷量。计算得到所需的引出电压 V 约为 3 kV。直接采用射频加速间隙引出离子源中的负氢离子，射频加速电压 V_0 为 42 kV，考虑射频相位 θ 在 0° – 40° 间发射的离子能被中心区接收，对于绝大部分 (4° – 40°) 的 θ 值，实际的引出电压 $V_0 \sin \theta$ 大于 3 kV。

2.2 磁铁系统

磁铁结构如图 2 所示。图 2 仅显示了整个磁铁的铁磁材料的下半部分（上半部分与下半部分完全对称）。磁铁的铁磁材料从结构上分 5 个部分：磁极、芯柱、镶条、侧磁轭及盖板。构成磁铁的除了铁磁材料部分外，还有励磁线圈、励磁电源、用于支撑的底座等。

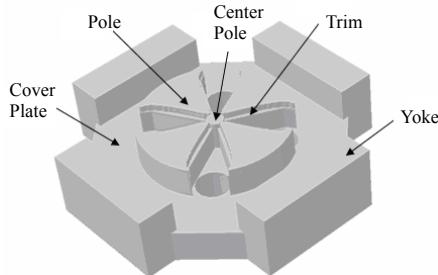


图 2 等时性磁铁结构

Fig.2 Structure of the designed radial sector focusing magnet.

首先建立磁铁的三维模型并采用被称作磁铁设计金标准的 Tosca 软件^[7]进行磁场计算，在磁极上设置可方便多次加工的镶条，并在计算机上调节镶条的尺寸，直至磁场达到所需的等时性精度。通过反复设计，目前 Tosca 计算得到的等时性磁场结果如图 3 所示。图 3 给出了不同半径处粒子闭轨的回旋周期，看到闭轨周期为 $55.52 \text{ ns} \pm 1\%$ ，这个结果可以满足束流动力学的要求。关于磁铁设计及磁场调谐的更详细信息可参考文献[8–9]。

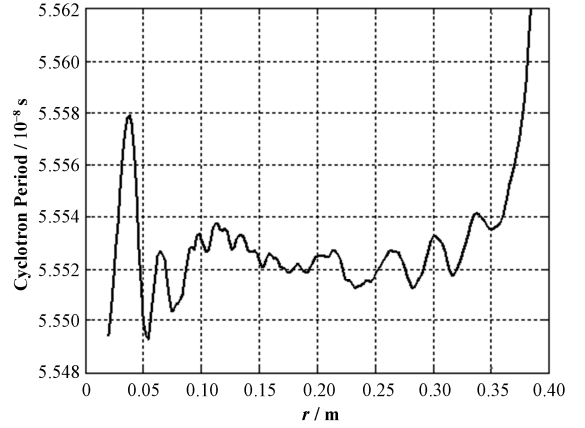


图 3 等时性磁场计算结果

Fig.3 Cyclotron period vs. the radius.

不同半径闭轨对应的束流能量如图 4 所示。可以看到引出半径 0.39 m 处，束流达到能量 11 MeV。

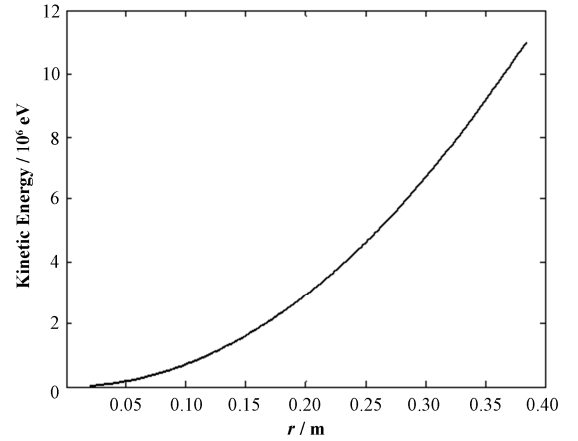


图 4 闭轨离子能量与半径的关系

Fig.4 Kinetic energy vs. the radius.

磁铁的设计决定了加速器的工作点。工作点指束流在加速器中做径向或者轴向振荡的频率。工作点需远离共振线，我们的工作点及临近的共振线如图 5 所示。

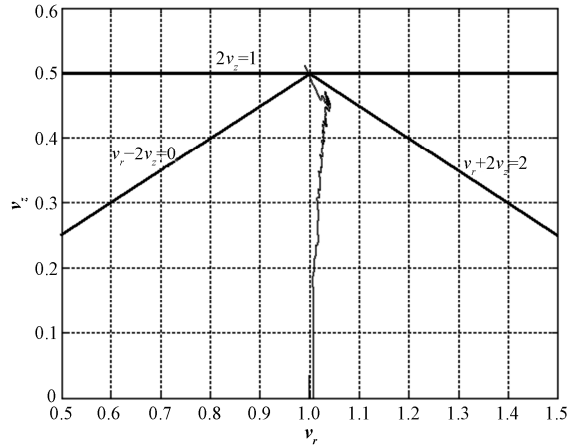


图 5 等时性磁铁工作点

Fig.5 Tunes of the designed radial sector focusing magnet.

2.3 高频腔及高频功率源

高频谐振腔充当回旋加速器的加速部件, 其结构如图 6 所示。高频谐振腔由 Dee 板、短路杆、功率馈入耦合环以及假 Dee 板构成, 由 Dee 板和假 Dee 板形成加速间隙。为了有效利用空间, 在磁铁盖板上开孔, 作为补充谐振腔。高频腔采用了单侧短路设计, 以提高高频利用效率。

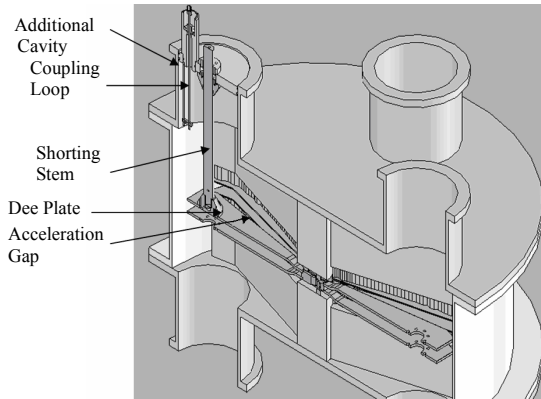


图 6 高频谐振腔结构
Fig.6 Structure of the RF cavity.

高频计算采用有限元分析软件完成。计算得到的频率为 72 MHz, 42 kV Dee 电压对应的功率损耗为 6 kW, 谐振腔 Q 值为 5 100。

2.4 中心区

采用电磁场计算程序计算准静态近似下的射频电场的分布, 并采用自己编制的回旋加速器粒子动力学程序 CYCDYN 计算离子在射频电场和轴向磁场联合作用下的运动。计算得到的电场等势线及离子加速运动的轨迹如图 7 所示。经过分析, 中心区设计可以达到 40° (0°~40°, 90°对应最大加速相位) 接收相位宽度, 如图 8 所示。

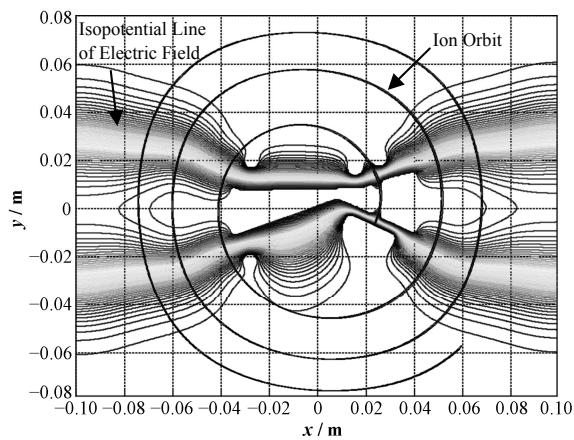


图 7 中心区等电位线及离子加速轨迹
Fig.7 Isopotential line and ion orbit in the central region.

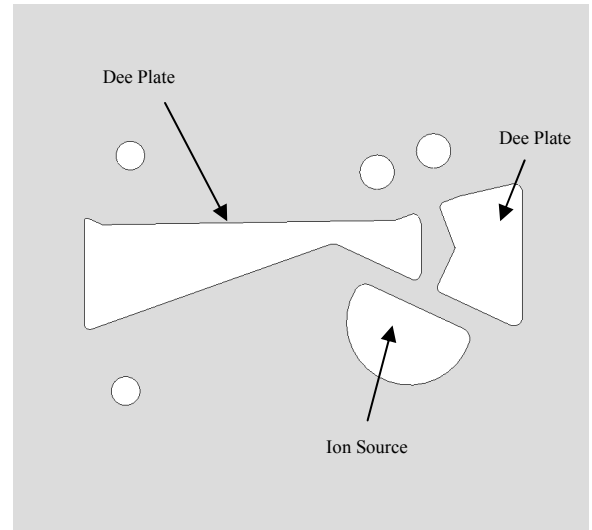


图 8 中心区电极示意图（中心平面）
Fig.8 Electrode distribution in the central region (in central plane).

2.5 引出系统

采用厚度大于 $12 \mu\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$ 的碳膜, 即可达到大于 99% 的电子剥离效率^[10]。随着碳膜厚度增加, 束流穿过碳膜时受到的多次库仑散射等因素造成的束流发射度增长也逐渐增加。分析计算表明, 选用厚度小于 $200 \mu\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$ 的碳膜不会造成束流发射度大幅度增长。

引出碳膜放置位置的选择, 也是引出系统设计的一个关键。这会影响到靶上束斑的大小。选择碳膜位置处于 Dee 电极板中心上游 30° 处, 这样束流引出后在轴向将受到磁场一个弱的聚焦作用, 能够一定程度减小束斑。束流的引出轨迹采用自编程序 CYCDYN 计算得到, 如图 9 所示。

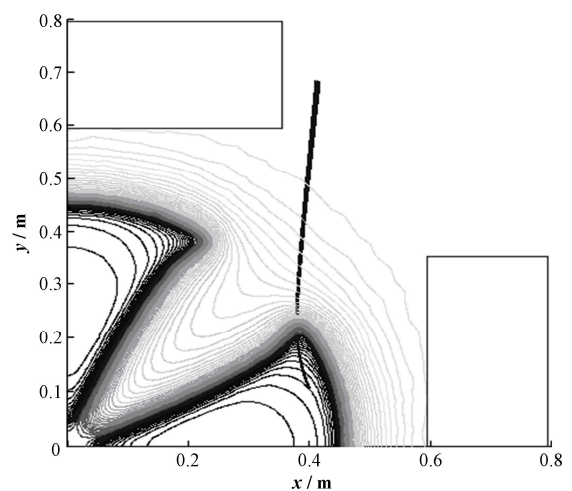


图 9 引出后离子轨迹
Fig.9 Orbits of the extracted protons.

3 结语

成功设计自制一台能量 11 MeV、流强 50 μA 小型质子回旋加速器，并报告各分系统的设计方法及设计结果。目前该加速器已经完成调试，成功引出平均流强为 50 μA 、能量为 11 MeV 的质子束流，其能量和流强参数与 GE 公司的 Minitrace（能量 9.6 MeV、流强 50 μA ）医用回旋加速器相当。调试的结果验证了整机物理设计的正确性。

参考文献

- Ollinger J M, Fessler J A. Positron emission tomography[J]. IEEE Signal Processing Magazine, 1997, **14**(1): 43–55
- 潘中允. PET 诊断学[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2005: 15–16
PAN Zhongyun. PET diagnostics[M]. Beijing: People Health Press, 2005: 15–16
- 陈盛祖. 我国 PET/CT 的发展和配置管理[J]. 中国医学装备, 2011, **8**(9): 1–4
CHEN Shengzu. PET/CT development management in China[J]. China Medical Equipment, 2011, **8**(9): 1–4
- <http://www.ebiotrade.com/newsf/2009-5/2009527918012>
- 50.htm[OL]. 2009
- Thomas L H. The paths of ions in the cyclotron[J]. Physical Review, 1938, **54**(8): 588–598
- Stanley H. Charged particle beams[M]. New York: John Wiley and Sons, 2002: 232–233
- Vector Fields Ltd. Opera-3D user guide[M]. England: Vector Fields Limited Press, 2008: 1–25
- 魏涛, 杨国君, 何小中, 等. 正电子发射成像回旋加速器磁铁设计与测试[J]. 强激光与粒子束, 2012, **24**(9): 2193–2197
WEI Tao, YANG Guojun, HE Xiaozhong, *et al.* Magnet design and test of positron emission tomography cyclotron[J]. High Power Laser and Particle Beams, 2012, **24**(9): 2193–2197
- 唐靖宇, 魏宝文. 回旋加速器理论与设计[M]. 合肥: 中国科学技术大学出版社, 2008: 45–87
TANG Jingyu, WEI Baowen. Theory and design of cyclotron accelerator[M]. Hefei: China Science and Technology University Press, 2008: 45–87
- Dong H A, Jong S C, Hong S C, *et al.* The stripping extraction system in the KIRAMS-13 cyclotron[C]. Proceedings of APAC04, 2004: 111–113

Physics design of a compact medical cyclotron

HE Xiaozhong YANG Guojun LONG Jidong PANG Jian ZHANG Kaizhi SHI Jinshui

(Institute of Fluid Physics, China Academy of Engineering Physics, Mianyang 621900, China)

Abstracts Background: A compact cyclotron with energy of 11 MeV and current of 50 μA is under construction in Institute of Fluid Physics of China Academy of Engineering Physics. The compact cyclotron is developed for medical isotope production. **Purpose:** To minimize the cost and to shorten the time of the development of the compact cyclotron, a lot of efforts were dedicated to the physics design of the compact cyclotron. **Methods:** Physics design of the main magnet was performed using TOSCA software, and start-to-end beam dynamics design was performed using home-made software CYCDYN. **Results:** Physics design of the compact cyclotron was given in details. Design methods and results of the main subsystems (including ion source, radial sector focusing magnet, RF cavity, central region and extraction system) were also given in this paper. **Conclusion:** Now commissioning of this cyclotron has been finished, and the goal for extracting proton beams of 11 MeV and 50 μA on average has been achieved. Physics design of the cyclotron has been validated by the commissioning results.

Key words Compact cyclotron, Ion source, Magnet, Central region, Extraction system

CLC TL54⁺2.1