一种小型轻量化超导重离子旋转机架的设计及测试

朱新龙[1,2] 马力祯[1,2] 石 健[2] 杨文杰[2] 姚俊杰[2] 张宗正[3] 申辉玲[2]
胡 楠[3] 李得源[2] 彭伟壮[3] 朱 毅[3] 范鹏飞[2] 何学海[2] 盛 伟[2] 邓秀珍[3]
杨春晓[2] 芮腾晖[3] 乔威宇[3]

1（中国科学技术大学 合肥 230026）

2（兰州泰基离子技术有限公司 兰州 730000）

3（国科离子（杭州）医疗科技有限公司 杭州 310000）

摘要 重离子（碳离子）用于肿瘤放射治疗具有物理学和生物学两方面的优势，然而由于其磁刚度大，采用常规磁铁设计的旋转机架结构庞大，应用严重受限。兰州泰基离子技术有限公司在国家重点研发计划（小型化重离子治疗装置项目）的支撑下，研发了一款基于弧形复合超导磁体的小型化轻量化重离子旋转机架，其旋转半径为5.9 m，总重量为165 t。此外，治疗头经过优化设计，满足多离子（碳离子、质子、氦离子及氧离子）的治疗需求。文中详细介绍了此旋转机架的束线设计、结构设计及工程样机测试。通过样机测试，各项精度指标符合设计要求。同时，代入复合超导磁体位置误差的束线计算结果表明，等中心处的束斑能够满足治疗需要，验证了设计方案的可行性和合理性，为下一步加载离子束进行全面测试奠定了基础。

关键词 旋转机架，超导磁体，束流传输线，有限元分析，等中心点

中图分类号 TL503

DOI: 10.3724/j.0253-3219.2026.hjs.49.240490

CSTR: 32193.14.hjs.CN31-1342/TL.2026.49.240490

Design and test of a miniaturized lightweight superconducting heavy-ion gantry

ZHU Xinlong[1,2] MA Lizhen[1,2] SHI Jian[2] YANG Wenjie[2] YAO Junjie[2] ZHANG Zongzheng[3]
SHEN Huiling[2] HU Nan[3] LI Deyuan[2] PENG Weizhuang[3] ZHU Yi[3] FAN Pengfei[2] HE Xuehai[2]
SHENG Wei[2] DENG Xiuzhen[3] YANG Chunxiao[2] RUI Tenghui[3] QIAO Weiyu[3]

1(*University of Science and Technology of China*, *Hefei 230026*, *China*)

2(*Lanzhou Ion Therapy Co*., *Ltd*., *Lanzhou 730000*, *China*)

3(*CAS Ion* (*Hangzhou*) *Medical Technology Co*., *Ltd*., *Hangzhou 310000*, *China*)

Abstract **[Background]** Particle therapy, particularly carbon ion therapy, has emerged as a promising modality for tumor treatment, offering advantages in physical dose distribution and biological damage to the target. However, gantries with room-temperature magnet designs utilized in such therapies exhibit high magnetic stiffness, which significantly constrains the efficiency and scalability of large rotating systems. **[Purpose]** This study aims to present

国家重点研发计划项目(No.2022YFC2401500)资助

第一作者：朱新龙，男，1987年出生，2013年于武汉科技大学获硕士学位，博士研究生，研究领域为机械结构设计

通信作者：马力祯，E-mail：malz@impcas.ac.cn

收稿日期：2024-11-29，修回日期：2025-06-18

Supported by National Key Research and Development Program of the Ministry of Science and Technology (No.2022YFC2401500)

First author: ZHU Xinlong, male, born in 1987, graduated from Wuhan University of Science and Technology with a master's degree in 2013, doctoral student, focusing on mechanical design

Corresponding author: MA Lizhen, E-mail: malz@impcas.ac.cn

Received date: 2024-11-29, revised date: 2025-06-18

the design and engineering validation of a novel miniaturized lightweight heavy ion gantry incorporating superconducting magnets. **[Methods]** Firstly, the gantry was designed based on arc-shaped composite superconducting magnets with a bending radius of 2 m and a bending angle of 45°, and the symmetric beam spot method was employed to optimize the beam optics, ensuring consistent beam spot size during rotation. Then, finite element analysis was performed to optimize the main structure, reducing the rotating part weight from 150.6 t to 135 t through zero-order optimization methods while maintaining structural integrity. Finally, a full-scale engineering prototype was fabricated and tested, including stress measurements at 20 monitoring points during 360° rotation and precision testing of the isocenter using laser tracking systems. **[Results]** The stress test results show that the deviations between calculated and measured stress at 20 monitoring points are less than 10% for most locations, with a maximum stress of 49 MPa at 0° position. The measured isocenter displacement envelope radius is 0.27 mm, which is less than the design requirement of 0.5 mm. The gantry achieves a maximum rotation speed of 6°·s^{-1} with an acceleration time of 10.7 s, and the emergency braking overshoot angle is 4°, meeting all technical specifications. Furthermore, beam simulation results incorporating the position errors of superconducting magnets demonstrate that the beam spot at the isocenter satisfies clinical treatment requirements. **[Conclusions]** The successful development of a miniaturized lightweight heavy ion gantry in this study with a rotation radius of 5.9 m and a total weight of 165 t, represents a significant reduction of approximately 73% in weight compared to conventional room-temperature magnet gantries (>600 t). The achieved isocenter positioning accuracy of 0.27 mm and stress deviation of less than 10% validate the reliability of the superconducting magnet-based design. This study provides a practical and cost-effective solution for heavy ion therapy facilities, laying a solid foundation for future clinical applications and full-beam testing.

Key words Gantry, Superconducting magnet, Beam transport line, Finite element analysis (FEA), Isocenter

肿瘤放射治疗一直在追求的主要目标之一是不断改善射线的剂量分布，将射线的剂量最大化聚焦在肿瘤靶区，而使周围的正常组织受到的照射尽可能减少。相比于传统的光子放疗，带电粒子束可以提供更好的靶区剂量和更具优势的生物学效应，使其在治疗肿瘤时具有特殊的优势[1–4]，但目前多数重离子治疗仍局限于单一角度。如果一个治疗疗程从不同方向来照射肿瘤靶区，将总剂量分成多个照射方向，这样正常组织受到的剂量就大幅降低，采用旋转机架可以满足这一治疗要求[5]。旋转机架的作用就是支撑离子束传输、配送及监测设备绕其回转中心旋转，使离子束从不同的角度照射至肿瘤靶区。

重离子（碳离子）在水中（类似在人体组织环境）的穿透深度达30 cm时，其磁刚度约为6.6 T·m，若旋转机架采用常规磁铁设计，其旋转半径将达到7 m，旋转部分长度19 m，重量达到600 t以上[6–10]。临床上一般要求等中心旋转误差圆球半径不大于0.5 mm，重复定位精度不大于0.2°，对于如此庞大的结构，如何保证在不同角度下的精度要求，以及如何保证超大惯量设备在规定角度内完成加速减速、事故急停等，都成为技术难题。此外，巨额的造价也极大地限制了重离子旋转机架的发展。如今，旋转机架向着小型化、轻量化、高性价比的方向发展。得益于超导磁体的应用，重离子旋转机架的重量和尺寸大幅降低。2015年，日本国立放射线医学综合研究所（National Institute of Radiological Sciences，NIRS）和东芝能源系统株式会社（以下简称东芝）合作，成功研发出世界首台基于超导磁体的重离子旋转机架，旋转半径5.45 m，长度13 m，总重约300 t[11–12]。2022年，NIRS与东芝研制出第二代基于超导磁体的重离子旋转机架，旋转半径6 m，长度8 m，总重约200 t[13]。目前国内还未研发出重离子旋转机架。

为解决基于常规磁铁的重离子旋转机架的应用受限问题，兰州泰基离子技术有限公司在国家重点研发计划（小型化重离子治疗装置项目）的支撑下，研发了一款基于弧形复合超导磁体的重离子旋转机架，本文详细介绍了此超导重离子旋转机架的设计方案、样机研制及测试结果。

1 束线设计

1.1 束线光学设计

根据小型化重离子治疗装置项目的总体要求，旋转机架束流传输线技术参数如表1所示。

为实现旋转机架的小型化和轻量化，束线偏转磁体设计需尽可能提高磁场强度以减小束流偏转半径。综合考虑技术成熟度、制造难度、制造成本等因素，采用了偏转角度为45°，偏转半径为2 m，最高场

表1　束流传输线技术参数
Table 1　Technical parameters of the beam transport line

束流参数 Beam parameter	指标 Indicator
离子种类 Ion type	$^{12}C^{6+}$、$^{4}He^{2+}$、$^{16}O^{8+}$、H^{+}
磁刚度 Magnetic rigidity / T·m	6.624（$^{12}C^{6+}$能量 Energy：430 MeV·u^{-1}） 0.923（H^{+}能量 Energy：40 MeV·u^{-1}）
动量分散 Momentum spread (99%)	<2.5×10^{-3}
发射度 Emittance / π mm·mrad	3/15（散射前 Before scatter） 18/18（散射后 After scatter）

强为3.312 T的超导二极磁体。同时在二极磁体端部叠加两台超导四极磁体，组成弧形复合超导磁体，进一步减小旋转机架的尺寸。

根据扫描磁铁和最后一台二极磁铁的位置关系可分为上游扫描旋转机架（扫描磁铁位于最后一台二极磁铁前面）和下游扫描旋转机架（扫描磁铁位于最后一台二极磁铁后面）。两种方案各有优劣，上游扫描方案的优点是旋转半径较小，缺点是最后一台二极磁铁孔径较大。考虑到大孔径超导磁铁设计的难度，采用下游扫描方案。

通常来说，当束线旋转时，等中心点的束斑都会发生形变，临床上一般要求束斑为圆束斑且束斑大小（半高全宽，Full Width at Half Maximum，FWHM）小于15 mm。为使旋转机架旋转时，等中心点的束斑保持不变，通常有三种方法：旋转束线法、圆形束斑法和对称束斑法[14]。在这三种方法中，旋转束线法需要在Gantry束线入口前额外增加一段束线，还需要为这段束线加上转动机构，设计和实施过程较为复杂，成本也较高，所以采用这种方法的设计较少[15–18]。圆形束斑法和对称束斑法在Gantry束线入口处都是圆束斑，圆形束斑法对于束流x和y方向的Twiss没有额外要求，而对称束斑法则要求束流在x和y方向上的束流参数完全一致，例如Twiss参数，发射度等，本文使用对称束斑法进行设计。

对称束斑法要求束斑在横向（x和y方向）完全对称，束流的发射度和Twiss参数相同。但是从同步环慢引出的束流x方向的发射度通常要比y方向的发射度小很多，为了使束流变得对称，束流需要经过一个散射体。当散射体非常薄的时候，可以近似认为粒子的位置不发生变化，只是散角发生变化。在此近似条件下，束流经过散射体前后Twiss参数的变化如下[19–20]：

$$\varepsilon_2\gamma_2 = \varepsilon_1\gamma_1 + \theta_0^2 \tag{1}$$

$$\varepsilon_2\beta_2 = \varepsilon_1\beta_1 \tag{2}$$

$$\varepsilon_2\alpha_2 = \varepsilon_1\alpha_1 \tag{3}$$

式中：下标1为散射前；下标2为散射后；θ_0是散射体提供的散角。根据Twiss参数之间的关系，可以得到：

$$\varepsilon_{2x} = \varepsilon_{1x}\sqrt{1+\frac{\beta_{1x}\theta_0^2}{\varepsilon_{1x}}} \tag{4}$$

$$\varepsilon_{2y} = \varepsilon_{1y}\sqrt{1+\frac{\beta_{1y}\theta_0^2}{\varepsilon_{1y}}} \tag{5}$$

只要选择适当的Twiss参数和散角，就可以使x和y方向的发射度相等，即$\varepsilon_{2x}=\varepsilon_{2y}$。此外，不同能量的粒子需要的散角不同，故其需要经过不同厚度的散射膜。为解决此问题，散射膜被设计为具备旋转功能，这样粒子经过的实际散射膜厚度为$t = t_0/\cos\theta$，其中t_0为散射膜的初始厚度，θ为散射膜的旋转角度。

以70 MeV·u^{-1}能量的碳离子为例进行模拟，从同步加速器引出的粒子横向（x和y方向）发射度分别为3 π·mm·mrad和15 π·mm·mrad。散射前的束流相图如图1所示。选择Twiss参数和散角如下：β_x = 135 m, β_y = 10 m, $\alpha_x=\alpha_y=0$, θ_0 = 0.3 mrad。经过计算，散射后横向（x和y方向）发射度分别为18.36 π·mm·mrad和18.63 π·mm·mrad，如图2所示。只要保证束流的横向（x和y方向）Twiss参数在旋转机架入口处一致，那么等中心点的束斑形状就不会随着旋转而变化。

经过系统设计和束流匹配，旋转机架束线布局图如图3所示，束流包络如图4所示。最后采用了束流模拟软件PyORBIT[21]进行验算，结果表明，束线在不同的旋转角度下，等中心点的束斑形状和大小均保持不变。

1.2　超导磁体设计

弧形复合超导磁体采用离散倾斜余弦结构（Discrete Canted-Cosine-Theta，DCT）[22]，主要技术参数如表2所示。两台复合超导磁体被放置在一个低温恒温器中，如图5所示。

每台复合超导磁体包含7层骨架，其中内部5层为超导二极磁体，外部2层为超导四极磁体。每层骨架线槽内放置两层超导电缆。在超导线圈外围采用了铁轭结构，铁轭不仅能够给线圈提供预紧力防

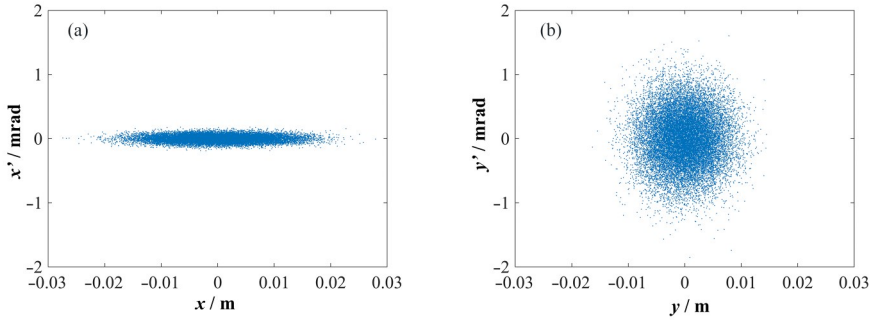


图1 散射前水平(a)和垂直(b)方向的束流相图
Fig.1 Horizontal (a) and vertical (b) beam phase diagram before scatter

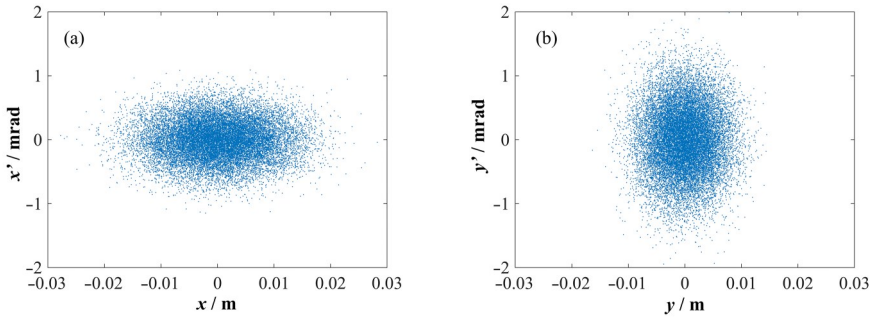


图2 散射后水平(a)和垂直(b)方向的束流相图
Fig.2 Horizontal (a) and vertical (b) beam phase diagram after scatter

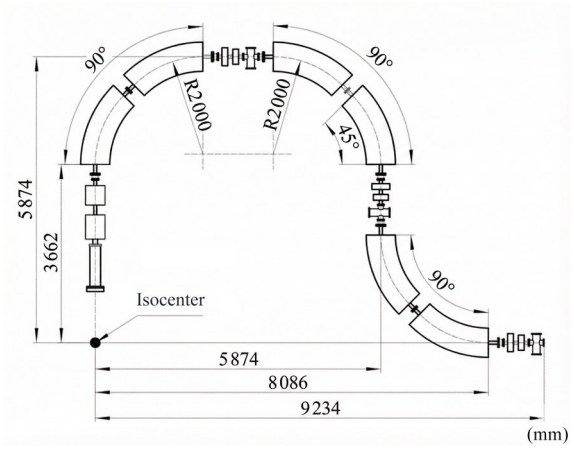


图3 旋转机架束线布局图
Fig.3 Layout of beam transport line of the gantry

止线圈因形变过大导致失超，同时可以提高励磁效率以降低超导电缆中的电流负载。铁轭采用0.5 mm的无取向硅钢片黏接固化而成，超导磁体截面如图6所示。经过模拟计算，在好场区（−30~+30 mm）范围内积分场均匀度为-2.5×10^{-4}~1.5×10^{-4}，高阶分量（四极量、六极量、八极量）都不超过2×10^{-4}，均满足设计要求，模拟计算结果如图7所示。

脉冲运行下的超导磁体必然产生交流损耗[23]，进而导致线圈温度升高，如果没有及时冷却将导致磁体失超。磁体损耗主要由线圈交流损耗与金属结构件的涡流损耗两部分组成：一方面采用高芯丝数超导线材降低磁体运行过程中的线圈交流损耗；另一方面对导冷结构进行优化降低金属结构件上的涡流损耗，使用强度高、不导电的G10材料作为磁体支撑骨架，对大块金属结构如导冷铜板进行绝缘切分，层与层之间导冷结构使用细铜线等降低涡流损耗。由于机架的旋转运动，难以使用液氦浸泡的方式进

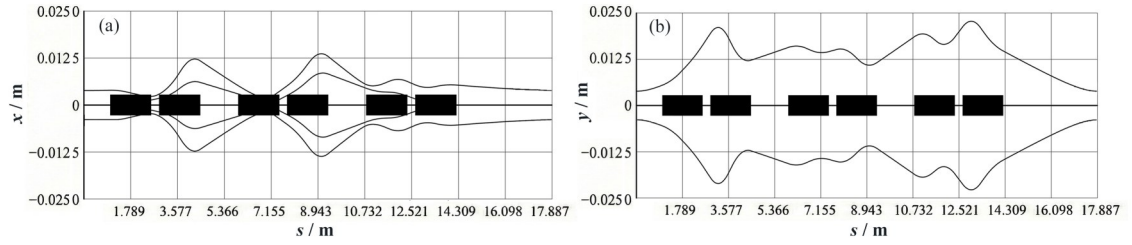


图4 束流包络示意图 (a) 水平方向，(b) 垂直方向
Fig.4 Diagram of beam envelope (a) Horizontal direction, (b) Vertical direction

表2 超导磁体技术参数
Table 2 Technical parameters of superconducting magnet

参数 Parameter	二极磁体 Dipole magnet	四极磁体 Quadrupole magnet
场强 Field intensity	3.312 T	3.9~11.3 T·m^{-1}
偏转半径 Bending radius / mm	2 000	2 000
偏转角度 Bending angle / (°)	45	20
电流 Current / A	300	294
孔径 Bore diameter / mm	∅60	∅60
上升速率 Ramping speed / T·s^{-1}	0.6	—
均匀度 Homogeneity	±1×10^{-3}	±1×10^{-3}
交流损耗 AC loss / W·m^{-1}	<10	

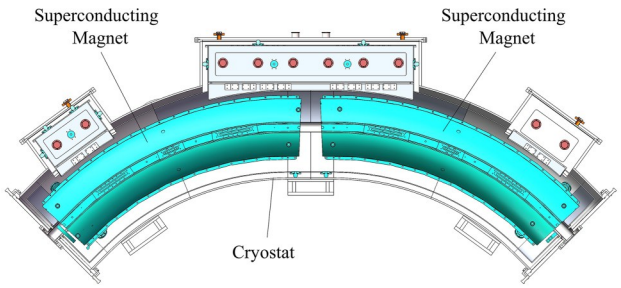


图5 超导磁体三维模型示意图(彩图见网络版)
Fig.5 Diagram of the 3D model of superconducting magnet (color online)

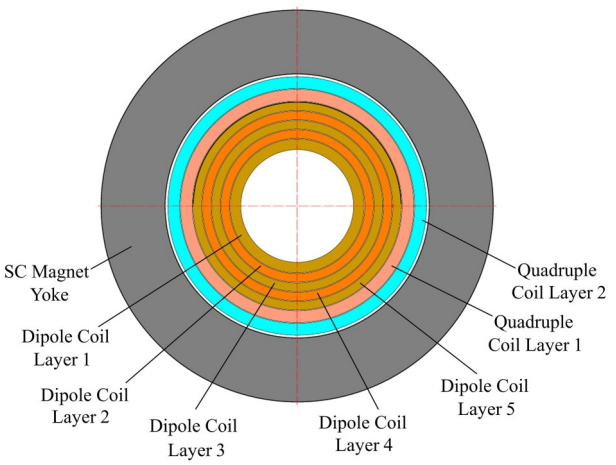


图6 超导磁体截面图(彩图见网络版)
Fig.6 Section view of superconducting magnet (color online)

行冷却,因此超导磁体采用传导冷结构,利用多台制冷机结合合理有效的磁体冷却结构来确保磁体在脉冲模式下安全稳定运行。

失超保护方面基于quench-back与泄能电阻保护相结合的方式,超导电缆采用6+1(周围6根超导线+中心1根铜线)的模式[24–25]。当检测到失超发生时,电源不再进行励磁,泄能电阻与超导磁铁组成闭合回路,磁体中的能量通过泄能电阻进行泄放。与此同时,超导线中的电流迅速衰减引起中心铜线中产生感应电流,使得铜线发热加热周围超导线诱发磁体整体失超,加快整个泄能过程。通过仿真计算,

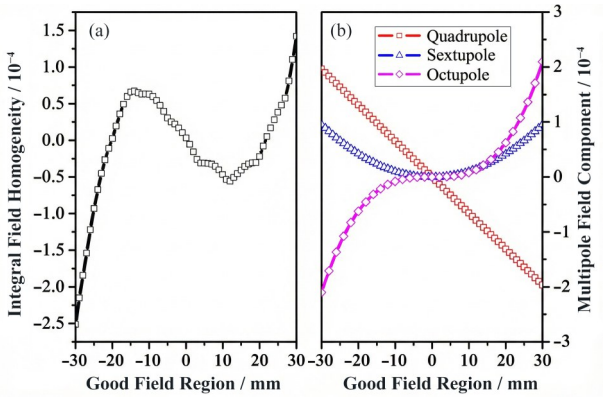


图7 磁场均匀度(a)和多极场分量(b)模拟计算结果(彩图见网络版)
Fig.7 Simulation results of homogeneity (a) and multipole field component (b) (color online)

磁体热点温度最高约为80 K,距离磁体危险温度300 K尚存在较大裕度,能够保证磁体在失超时不受损坏。制造完成的超导磁体工程样机如图8所示。

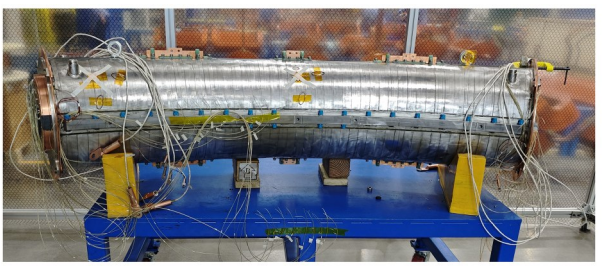


图8 超导磁体工程样机照片(彩图见网络版)
Fig.8 Snapshot of superconducting magnet prototype (color online)

2 结构设计

2.1 总体结构

旋转机架由主体结构、支撑传动系统、束流传输线、治疗头、旋转地板、图像引导系统、安全监测系统等组成。旋转机架总体模型(0°位置)如图9(a)所示,图9(b)所示的旋转机架主体结构与图9(c)所示

的束流传输线及治疗头构成机架的旋转部分。旋转部分在支撑传动系统的支撑下绕z轴进行±180°旋转，顺时针为正，逆时针为负；旋转地板安装在机架主体结构内部，相对于地面静止，形成治疗空间。

初始设计模型总重180.6 t，其中旋转部分重量150.6 t，结构设计技术参数如表3所示。传动方式为摩擦传动，采用6个常闭抱轴式空气制动器进行紧急制动。正常转动时制动器处于打开状态，紧急制动或静止时制动器处于关闭状态，计算出所需的制动扭矩后选择合适的制动器以保证旋转机架的制动性能。运动控制采用闭环控制方案，由分辨率达0.002 mm的高精度磁栅尺实时读取旋转部分的位置，再通过可编程逻辑控制器（Programmable Logic Controller，PLC）实时采集磁栅尺信号对高精度电机运动进行反馈控制，以保证旋转机架定位精度和重复定位精度的要求。

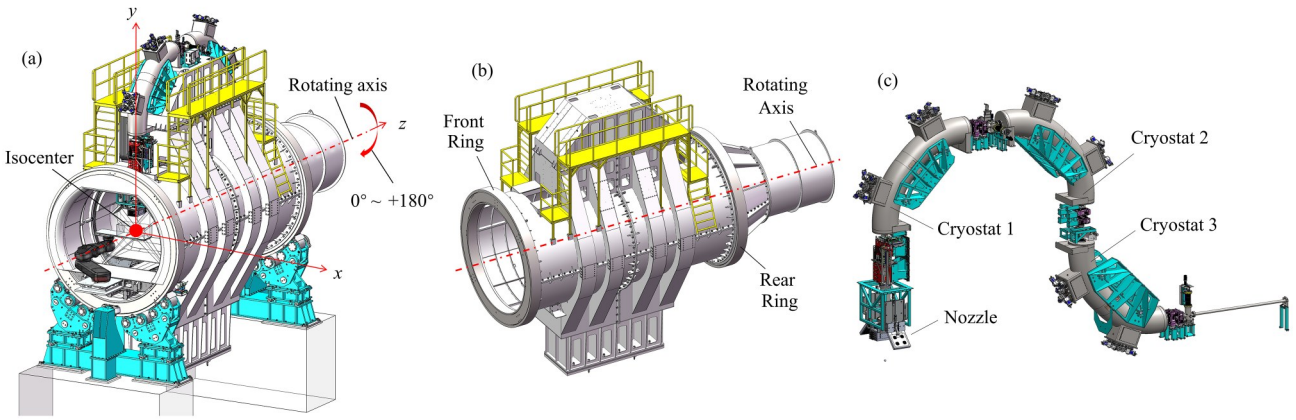


图9 旋转机架模型示意图（彩图见网络版） (a) 旋转机架三维模型（0°位置），(b) 主体结构，(c) 束流传输线及治疗头
Fig.9 Diagram of gantry model (color online) (a) Gantry 3D model (0° position), (b) Main structure, (c) Beam transport line and nozzle

表3 旋转机架结构技术参数
Table 3 Technical parameters of the gantry

参数 Parameter	指标 Indicator
旋转角度 Rotate angles / (°)	±185
等中心点误差圆球半径 Envelope radius of isocenter / mm	≤0.5
最大旋转速度 Max rotate speed / (°)·s^{-1}	6
加速/减速角加速度 Max rotational speed / (°)·s^{-1}	0.6
最大旋转速度下紧急制动过冲角度 Overshoot angle of emergency braking at max speed / (°)	5
重复定位精度 Repetitive positioning accuracy / (°)	≤0.2

2.2 结构有限元分析

采用杆、梁、壳、实体单元相结合的方法，建立有限元模型。整个模型包含1 449 196个单元，1 635 735个节点。静止状态下旋转机架的载荷为自身重量，在有限元计算时施加重力场即可，重力加速度为9.8 m·s^{-2}，约束为支撑传动系统底板的全自由度约束。

初始结构经过分析，各项技术指标均满足要求，但存在较大的设计裕度，可进一步优化以减轻重量。旋转机架在不同角度下对结构的刚度要求很高，旋转部分自身的质量对变形有直接的影响。综合考量不同优化方法的优缺点，采用零阶优化方法[26]对机架主体结构进行了优化设计，使其在满足强度和刚度要求的前提下，尽可能的减轻旋转部分的重量。保证旋转部分结构刚度，将旋转机架的体积设为目标函数，将板件的板厚设为设计变量，将最大应力及恒温器中心点位移值设为状态变量，迭代计算出最优的板厚尺寸[27–30]。

优化后，主体结构减重15.6 t，减重达10.4%，旋转部分由原来的150.6 t降低到135 t，机架总重仅为165 t。优化后，旋转部分在0°位置时应力最大，为49 MPa；等中心点在330°位置时位移最大，这是由于旋转部分结构不对称，载荷分布不均匀导致的。最大位移为0.498 mm，小于优化前的值，如图10所示。优化前后等中心点合位移的对比如图11所示。优化后低温恒温器中心及等中心点位移包络圆球半径与优化前接近，如表4所示。

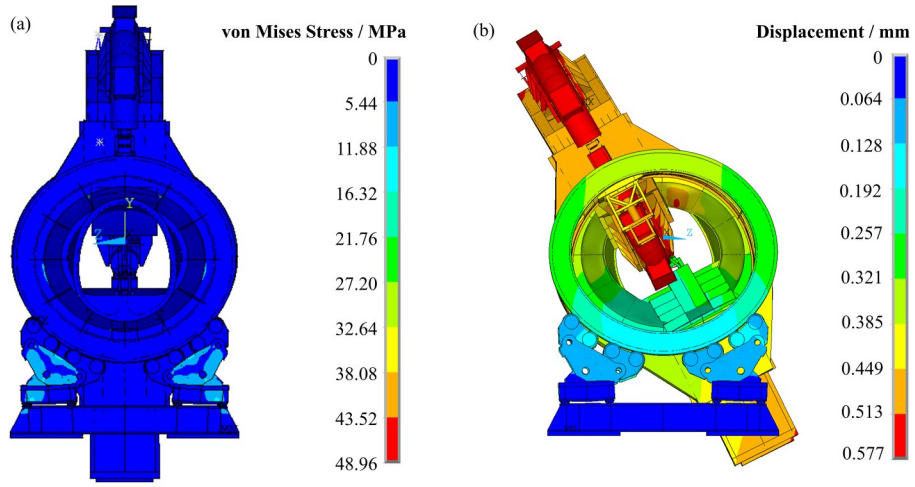


图10 0°位置旋转机架von Mises应力(a)及330°位移云图(b)(彩图见网络版)
Fig.10 The von Mises stress at 0° position (a) and the displacement contour at 330° position (b) (color online)

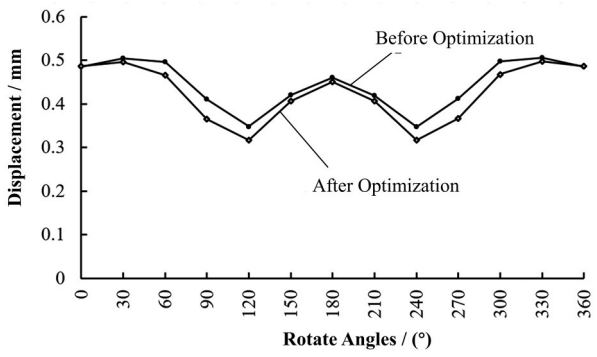


图11 优化前后不同角度下的等中心点合位移
Fig.11 Displacement of isocenter at various angles before and after optimization

2.3 治疗头设计

治疗头位于束流传输线的末端并固定在旋转机架内部,集成脊形过滤器、分条电离室、膜窗和降能片等设备,实现束流的配送、调制、剂量和位置监测[31],是旋转机架的重要组成部分之一。超导重离子旋转机架采用调制扫描技术实现不同离子束的配送,以充分利用不同离子束的生物学和剂量学优势,为离子放射治疗提供更好的解决方案。为此,多离子治疗头设计需要满足不同离子束的配送需求。

散射导致的FWHM扩大是离子束在各类介质中传播的固有特性[32],与传播距离成正相关,故缩短离子束在空气中传播的距离以减少散射是治疗头设计的主要考虑因素。此外,相比于常规的固定束治疗室,旋转机架具有特殊的旋转运行工况和较为局限的安装空间。故考虑到上述因素,设计了脊形过滤器(Micro Ridge Filter,MRF)位于真空管道外和真空管道内两种布局,如图12所示。

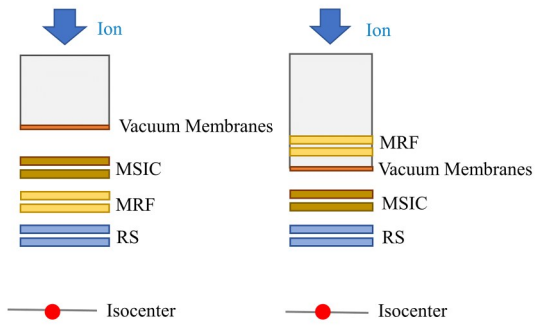


图12 治疗头设备布局图
Fig.12 Diagram of nozzle device

使用基于Geant4封装的蒙卡模拟平台GATE(Geant4 Application for Tomographic Emission)[33-34]的放射治疗模拟模块对两种布局下的束流运动和剂量沉积进行模拟,物理列表选择QGSP_BIC_EMZ。由于相对质量小、能量低的离子在传输中受到散射的影响更大,选择40 MeV·u^{-1}能量的单能质子对两种设备布局进行了束流运动模拟,粒子数为1×10^{8},结果如表5所示。

表4 优化后恒温器及等中心点位移包络半径
Table 4 The displacement envelope radius of cryostat's center and isocenter after optimization

中心点 Center point	恒温器 Cryostat 1	恒温器 Cryostat 2	恒温器 Cryostat 3	等中心点 Isocenter
包络半径 Envelope radius / mm	0.17	0.18	0.17	0.19

表5　不同布局的束流运动轨迹模拟
Table 5　Simulation of beam trajectories in different layouts

治疗头与等中心点距离 Distance between nozzle and isocenter	脊形过滤器置于真空外 MRF placed outside vacuum		脊形过滤器置于真空内 MRF placed in vacuum	
	σ_x / mm	σ_y / mm	σ_x / mm	σ_y / mm
610 mm	23.23	23.20	20.82	20.73

由模拟结果可知，将脊形过滤器移至真空室内，可以有效地减少离子束的散射。但是，将脊形过滤器置于真空内会对真空环境造成重大影响。为有效解决该问题，脊形过滤器的运动组件均集成于线性运动平台上，且所有的动力传输组件及各连接线缆均采用特殊密封涂层。同时，全部组件均放置于一个整体可更换的抽屉组件内，不仅便于后续的维护，还能降低制造成本和安装的复杂性，如图13所示。此外，优化了集成电离室的布局以减少厚度，再结合新的极板设计，将电离室厚度缩减了约40%，使真空膜窗更接近等中心点，进一步减少了空气段的长度。

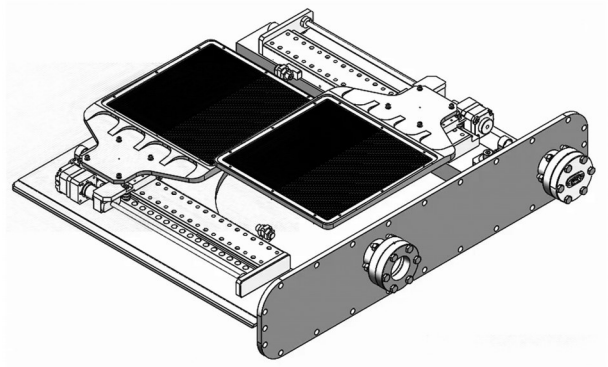


图13　脊形过滤器三维模型示意图
Fig.13　Diagram of micro ridge filter 3D model

使用新设计的集成电离室和脊形过滤器，结合所需治疗区域及治疗床移动范围进行整体优化和干涉分析，确定治疗头与等中心点的最小距离由610 mm进一步缩短为510 mm。此外，采用可折叠的图像引导系统，使其在治疗期间收缩到治疗头内部以降低潜在的安全风险。

对治疗头的最终设计方案进行模拟，40 MeV·u^{-1}单能质子束的σ_x和σ_y值进一步降低到11.08 mm和11.15 mm，证明了此设计方案在控制束斑尺寸方面的有效性。

3　样机研制及机械性能测试

3.1　工程样机

依据以上设计方案，进行工程样机的研制，装配完成后的旋转机架如图14所示。

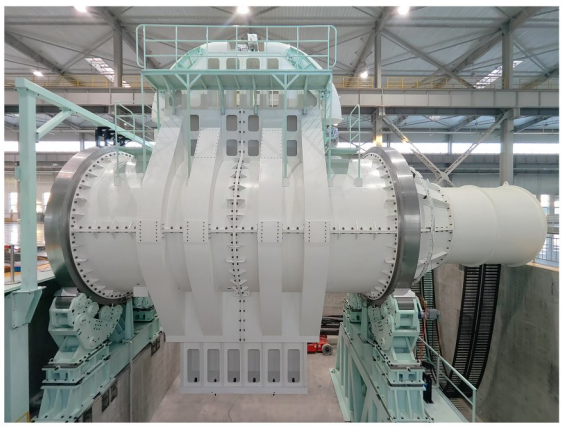


图14　旋转机架工程样机照片（彩图见网络版）
Fig.14　Snapshot of gantry prototype (color online)

3.2　结构应力测试

为验证有限元计算的准确性，对工程样机进行了应力测试。由于旋转机架在装配完成之后，各部分已产生应力，无法测量出绝对的应力值，测试中采取的方法是通过机架旋转360°测量出各测量点的应力变化值，与计算值的变化值进行对比，验证有限元计算的准确性。

测试采用DH5908_NET无线应变测试分析系统，在主体结构应力梯度稳定区域粘贴应变片，进行−180°→+180°→−180°旋转过程中主体结构的应变数据采集，得到测量点应变曲线，整理得到测量点位置贴片方向的应力值，旋转机架上共设置20处测量点，测量点位置分布如图15所示，部分应变片实际粘贴位置如图16所示，测量电桥采用半桥接法。

在360°旋转过程中，提取旋转机架的应变变化，整理得到的结果如表6所示。各测量点的测试变化值与计算变化值都在5 MPa之内，除4个点（点3、点13、点14和点16）偏差在30%~50%，其余测量点偏差均小于10%。这4个测量值产生偏差大的原因是变化值太小，均在0.05 MPa之内，测量值与计算值的微小差异就能引起较大的偏差。测试结果可以验证旋转机架有限元计算的准确性。

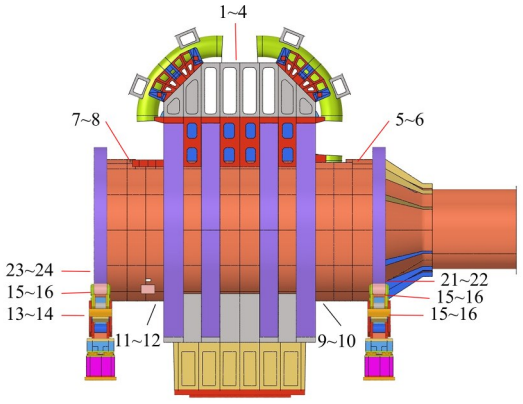


图15 测量点分布图(彩图见网络版)
Fig.15 Distribution of the measuring points (color online)

3.3 机械精度测试

3.3.1 恒温器中心点及等中心点精度测试

重离子治疗领域使用的准直测量方法与常规大科学装置类似,测试现场使用API OmniTrac 2型激光跟踪仪建立精密控制网并标定相关设备[35],在机架旋转360°过程中每隔10°对恒温器中心点及等中心点的位置进行测量。经测试,各测量点包络半径如表7所示。实测值大于计算值是由于计算值仅反映了结构的弹性变形,而实测值还包含了加工误差、安装误差和测量误差等,这些误差值不可避免,只能尽量减小。其中,等中心点包络圆球如图17所示,满足设计指标。

表6 各测试点实际测量值与模拟计算值的偏差
Table 6 The deviation between calculated and tested stress

测量点 Measuring point	计算值 Calculated data / MPa	实测值 Measured data / MPa	偏差 Deviation / %
1	0.39	0.41	4.88
2	0.42	0.45	6.67
3	0.03	0.05	40.00
4	0.09	0.11	18.18
5	0.14	0.13	7.69
6	0.08	0.09	11.11
7	0.17	0.19	10.53
8	0.13	0.12	8.33
9	4.43	4.51	1.77
10	4.34	4.41	1.59
11	1.09	1.12	2.68
12	1.21	1.29	6.20
13	0.02	0.03	33.33
14	0.01	0.02	50.00
15	0.05	0.06	16.67
16	0.01	0.02	50.00
17	2.77	2.76	0.36
18	2.87	2.82	1.77
19	3.71	3.68	0.82
20	3.71	3.72	0.27

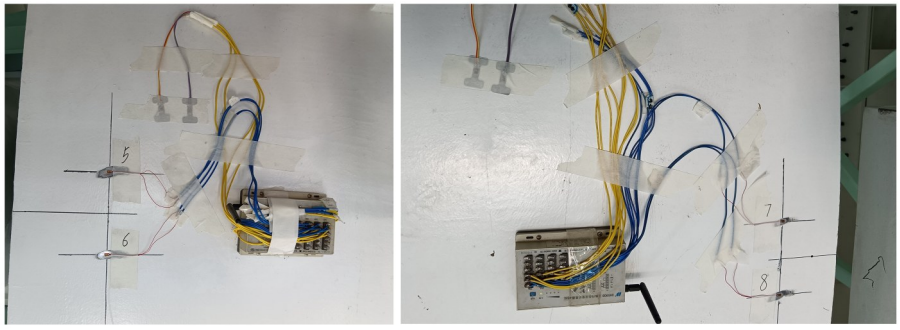


图16 测量点5、6、7、8实际位置照片
Fig.16 Snapshots of actual positions of the measuring points 5, 6, 7, 8

表7 恒温器及等中心点位移包络半径的计算值和实测值
Table 7 The calculated and tested displacement envelope radius of cryostat's center and isocenter

中心点 Center point	恒温器 Cryostat 1	恒温器 Cryostat 2	恒温器 Cryostat 3	等中心点 Isocenter
计算包络半径 Calculated envelope radius / mm	0.17	0.18	0.17	0.19
实测包络半径 Measured envelope radius / mm	0.18	0.29	0.23	0.27

3.3.2 加速及紧急制动测试

为测试旋转机架的实际运动性能,当旋转机架静止时以最大加速度进行加速,直至达到最大设计速度6°·s^{-1},通过检测PLC控制信号、机架实际旋转角度和速度测得其运动性能。旋转机架的设计运行速度区间为0°·s^{-1}~6°·s^{-1},考虑到实际使用需求,控制界面中最小运动速度被设定为0.01°·s^{-1}。制动过程分为正常停止和紧急制动,因旋转机架的正常停止是正常启动的逆过程,故仅需要额外测试其紧急制动性能。当旋转机架运行至最大速度6°·s^{-1}时,按下

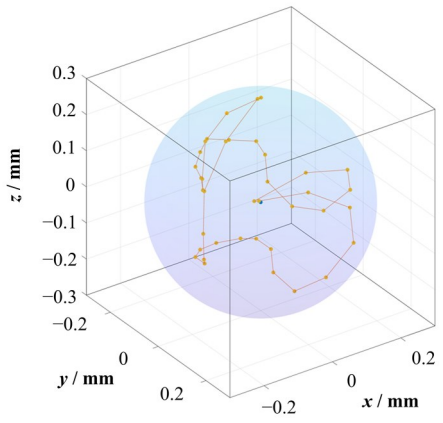


图17 等中心点包络圆球(彩图见网络版)
Fig.17 Displacement envelope sphere of isocenter (color online)

紧急制动按钮，控制系统PLC将实时捕捉紧急制动按钮信号变化的下降沿(未按下时为高电平)及旋转机架运行速度和位置的变化曲线。经测试，加速至最大设计速度6°·s^{-1}时所需的时间为10.7 s，紧急制动的过冲角度为4°，所需时间为1.4 s，满足设计指标，测试结果如图18所示。

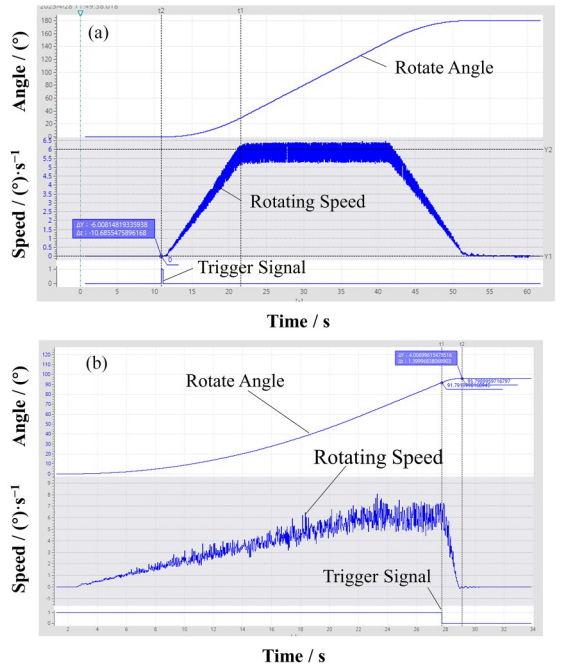


图18 加/减速(a)及紧急制动(b)测试结果
Fig.18 Test results of acceleration/deceleration (a) and emergency braking (b)

综上所述，旋转机架的等中心点位置误差及紧急制动过冲角度均满足技术指标要求。

3.4 束流精度模拟结果

将束流传输线上各复合超导磁铁的位置误差代入原有的束线光学设计模型中，得到等中心位置处的束斑模拟结果，如图19所示。模拟结果表明，束流传输线上各复合超导磁体的位置误差对等中心处束斑的影响较小，能够满足治疗需要。

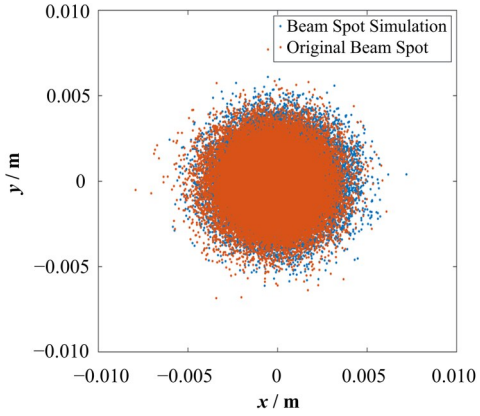


图19 束斑模拟和原始束斑模拟结果的对比(彩图见网络版)
Fig.19 Comparison of beam spot simulation result with original beam spot simulation (color online)

4 结语

本文基于弧形复合超导磁体，实现了重离子旋转机架轻量化的束线设计，进一步采用零阶优化方法对机架主体结构进行减重，达到了重离子旋转机架小型化和轻量化的目标。此外，针对多离子治疗需求，对治疗头设备进行了优化设计。依据上述设计研制了工程样机，并对工程样机进行了应力测试和机械精度测试，各项指标均满足技术要求，并将复合超导磁体的位置误差代入束线光学设计，计算结果表明等中心处的束斑能够满足治疗需要，验证了有限元计算的准确性、结构设计的合理性和可行性，为后续重离子旋转机架的设计提供了依据，同时为加载离子束进行全面测试奠定了基础。

作者贡献声明 朱新龙负责总体方案设计、计算、测试及论文撰写；马力祯、石健、杨文杰、姚俊杰负责方案指导，进度监督及研究资金获取；张宗正、申辉玲、胡楠、李得源、何学海、盛伟负责结构设计、有限元计算及工程样机测试；彭伟壮、芮腾晖、邓秀珍、杨春晓负责束线设计及治疗头模拟；范鹏飞负责控制系统设计；朱毅、乔威宇负责超导磁体设计。

参考文献

1 张雁山, 叶延程, 张红. 碳离子束放射治疗肿瘤的临床进展[J]. 科技促进发展, 2020, **16**(1): 18 - 33. DOI: 10.3969/j.issn.1006-2084.2017.20.016.
ZHANG Yanshan, YE Yancheng, ZHANG Hong. Clinical progress of carbon ion radiotherapy[J]. Science &

Technology for Development, 2020, **16**(1): 18 – 33. DOI: 10.3969/j.issn.1006-2084.2017.20.016.

2 Schulz-Ertner D, Jäkel O, Schlegel W. Radiation therapy with charged particles[J]. Seminars in Radiation Oncology, 2006, **16**(4): 249 – 259. DOI: 10.1016/j.semradonc.2006.04.008.

3 Choi J, Kang J O. Basics of particle therapy II: relative biological effectiveness[J]. Radiation Oncology Journal, 2012, **30**(1): 1. DOI: 10.3857/roj.2012.30.1.1.

4 郭传玲, 王菊芳, 金晓东, 等. $^{12}C^{6+}$离子束照射不同肿瘤细胞显示重离子治疗癌症的明显优势[J]. 核技术, 2006, **29**(8): 587 – 591. DOI: 10.3321/j. issn: 0253-3219.2006.08.007.
GUO Chuanling, WANG Jufang, JIN Xiaodong, *et al*. Different tumor cells irradiated with $^{12}C^{6+}$ ion beams show special advantages of tumor therapy with heavy ions[J]. Nuclear Techniques, 2006, **29**(8): 587 – 591. DOI: 10.3321/j.issn:0253-3219.2006.08.007.

5 刘世耀. 质子治疗系统的质检和调试[M]. 北京: 科学出版社, 2016.
LIU Shiyao. Quality inspection and debugging of proton therapy system[M]. Beijing: Science Press, 2016.

6 Fuchs R, Emde P. The heavy ion gantry of the HICAT facility[J]. Lucerne, Swizerland: Proceedings of EPAC, 2004: 2550 – 2552.

7 Weinrich U, Kleffner C M. Commissioning of the carbon beam gantry at the Heidelberg ion therapy (HIT) accelerator[C]. Genoa, Italy: Proceedings of EPAC08, 2008.

8 Galonska M, Brons S, Scheloske S, *et al*. The HIT gantry: from commissioning to operation[C]. Shanghai, China: Proceedings of IPAC2013, 2013.

9 Bajard M J, Kircher F A. Rotative systems for dose distribution in hadrontherapy[C]. Genova, Italy: Proceedings of EPAC08, 2008.

10 Eickhoff H. Tests of a light-ion gantry section as an example of preparations for the therapy facility in Heidelberg[C]. Paris, France: 8th European Particle Accelerator Conference, 2002: 2730.

11 Iwata Y, Fujimoto T, Matsuba S, *et al*. Recent progress of a superconducting rotating-gantry for carbon-ion radiotherapy[J]. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms, 2017, **406**: 338 – 342. DOI: 10.1016/j.nimb.2016.10.040.

12 Iwata Y, Amemiya N, Arai H, *et al*. Superconducting gantry for carbon-ion radiotherapy[C]. Vancouver, BC, Canada: 9th International Particle Accelerator Conference (IPAC'18), 2018: 1232 – 1236. DOI: 10.18429/jacow-ipac2018-tuzgbf1.

13 Takayama S, Yazawa T, Asano M, *et al*. Design and magnetic field measurement of the superconducting magnets for the next-generation rotating gantry[J]. IEEE Transactions on Applied Superconductivity, 2022, **32**(6): 4401204. DOI: 10.1109/TASC.2022.3160973.

14 Badano L, Benedikt M, Bryant P J, *et al*. Proton-ion medical study(PIMMS)[R]. Geneva, Switzerland: CERN-TERA Foundation, MedAusron Oncology-2000 Collaboration.

15 Benedikt D M, Bryant P. J. Layout and optics of the MedAustron high energy beam transfer line[C]. San Sebastian, Spain: Proceedings of IPAC2011, 2011: 3784 – 3486.

16 Benedikt M, Wrulich A. MedAustron: project overview and status[J]. The European Physical Journal Plus, 2011, **126**(7): 69. DOI: 10.1140/epjp/i2011-11069-9.

17 Dorda U, Koschik A, Meer D, *et al*. The medaustron proton gantry[C]. New Orleans, USA: 3rd International Conference on Particle accelerator, 2012: 4091 – 4093.

18 Feldbauer G, Benedikt M, Dorda U. Simulations of various driving mechanisms for the 3rd order resonant extraction from the medaustron medical synchrotron[C]. San Sebastián, Spain: Proceedings of IPAC2011, 2021: 3481 – 3483.

19 Fujimoto T, Iwata Y, Matsuba S, *et al*. Emittance matching of a slow extracted beam for a rotating gantry [J]. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms, 2017, **406**: 229 – 232. DOI: 10.1016/j.nimb.2017.03.038.

20 Furukawa T, Noda K. Compensation of the asymmetric phase – space distribution for a slowly extracted beam from a synchrotron[J]. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 2006, **565**(2): 430 – 438. DOI: 10.1016/j. nima. 2006.06.045.

21 Shishlo A, Cousineau S, Holmes J, *et al*. The particle accelerator simulation code PyORBIT[J]. Procedia Computer Science, 2015, **51**: 1272 – 1281. DOI: 10.1016/j.procs.2015.05.312.

22 Walstrom P L. Soft-edged magnet models for higher-order

beam-optics map codes[J]. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 2004, **519**(1 – 2): 216 – 221. DOI: 10.1016/j.nima.2003.11.158.

23 潘衡. MICE超导耦合磁体运行稳定性关键技术研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2010.
PAN Heng. Study on crucial factors to influence operation stability of MICE superconducting coupling magnet[D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2010.

24 欧贤金. 斜螺线管型超导二极磁体失超保护研究[D]. 兰州: 中国科学院近代物理研究所, 2017.
OU Xianjin. Numerical quench studies of a superconducting dipole magnet based on tilted solenoids [D]. Lanzhou: Institute of Modern Physics, Chinese Academy of Sciences, 2017.

25 Tong Y J, Mei E M, Zheng S J, *et al*. Electro-thermal coupling model of quench protection with a quench-back for DCT&CCT superconducting magnets[J]. IEEE Transactions on Applied Superconductivity, 2022, **32**(6): 1 – 6. DOI: 10.1109/tasc.2022.3161254.

26 Jang G W, Yoon M S, Park J H. Lightweight flatbed trailer design by using topology and thickness optimization[J]. Structural and Multidisciplinary Optimization, 2010, **41**(2): 295 – 307. DOI: 10.1007/s00158-009-0409-x.

27 康新才, 罗发明, 李有堂, 等. 旋转Gantry治疗终端的三维剂量验证水箱研制[J]. 核技术, 2025, **48**(1): 010401. DOI: 10.11889/j.0253-3219.2025.hjs.48.240231. CSTR: 32193.14.hjs.CN31-1342/TL.2025.48.240231.
KANG Xincai, LUO Faming, LI Youtang, *et al*. Development of a 3D dose distribution validation water tank for rotating Gantry treatment terminals[J]. Nuclear Techniques, 2025, **48**(1): 010401. DOI: 10.11889/j.0253-3219.2025.hjs.48.240231. CSTR: 32193.14.hjs.CN31-1342/TL.2025.48.240231.

28 刘刚, 王祖华, 黄秉钧, 等. 蛋形深潜器耐压壳变厚度优化设计[J]. 中国造船, 2020, **61**(4): 32 – 42. DOI: 10.3969/j.issn.1000-4882.2020.04.004.
LIU Gang, WANG Zuhua, HUANG Bingjun, *et al*. Optimal design of thickness of egg-shaped pressure hulls of deep submersibles[J]. Shipbuilding of China, 2020, **61**(4): 32 – 42. DOI: 10.3969/j.issn.1000-4882.2020.04.004.

29 柳占宇, 于德壮, 李加瑞, 等. 基于拓扑和几何尺寸优化的动力集中动车组牵引梁减重优化设计[J]. 中国铁道科学, 2021, **42**(6): 122 – 129. DOI: 10.3969/j.issn.1001-4632.2021.06.13.
LIU Zhanyu, YU Dezhuang, LI Jiarui, *et al*. Weight reduction optimization design of traction beam in power concentrated EMU combining with topology and geometric size optimization[J]. China Railway Science, 2021, **42**(6): 122 – 129. DOI: 10.3969/j.issn.1001-4632.2021.06.13.

30 魏钰轩, 王振宇, 李治国, 等. 星载二维转台U型架结构轻量化与优化设计[J]. 中国光学(中英文), 2024, **17**(4): 896 – 908. DOI: 10.37188/CO.2023-0227.
WEI Yuxuan, WANG Zhenyu, LI Zhiguo, *et al*. Lightweight and optimized U-frame design for space-borne two-dimensional turntable[J]. Chinese Optics, 2024, **17**(4): 896 – 908. DOI: 10.37188/CO.2023-0227.

31 陈静, 彭博, 王登峰, 等. 碳纤维增强复合材料电池箱轻量化设计[J]. 汽车工程, 2020, **42**(2): 257 – 263, 277. DOI: 10.19562/j.chinasae.qcgc.2020.02.017.
CHEN Jing, PENG Bo, WANG Dengfeng, *et al*. Lightweight design of carbon fiber reinforced composite battery box[J]. Automotive Engineering, 2020, **42**(2): 257 – 263, 277. DOI: 10.19562/j.chinasae.qcgc.2020.02.017.

32 Mohan R. A review of proton therapy – Current status and future directions[J]. Precision Radiation Oncology, 2022, **6**(2): 164 – 176. DOI: 10.1002/pro6.1149.

33 Jan S, Santin G, Strul D, *et al*. GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT[J]. Physics in Medicine and Biology, 2004, **49**(19): 4543 – 4561. DOI: 10.1088/0031-9155/49/19/007.

34 Agostinelli S, Allison J, Amako K, *et al*. Geant4—a simulation toolkit[J]. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 2003, **506**(3): 250 – 303. DOI: 10.1016/s0168-9002(03)01368-8.

35 陈文军, 满开第, 王少明, 等. 兰州重离子治癌研究装置的准直测量技术[J]. 核技术, 2010, **33**(1): 65 – 68.
CHEN Wenjun, MAN Kaidi, WANG Shaoming, *et al*. Survey and alignment for the heavy ion therapy facility at IMP[J]. Nuclear Techniques, 2010, **33**(1): 65 – 68.