上海质子治疗装置360°紧凑型旋转机架等中心精度研究

王云靖[1,2]　吴 军[1]　方文程[1]　赵振堂[1]

1（中国科学院上海高等研究院　上海 201210）

2（上海科技大学　上海 201210）

摘要　上海质子治疗装置（Shanghai Advanced Proton Therapy Device，SAPT）是首台国产质子治疗示范装置，旋转机架是质子治疗装置中的重要组成部分，等中心精度达±0.275 mm，优于国际主流设备，要求很高的运动定位精度和可靠性。本研究介绍了位于瑞金质子中心360°旋转机架的研制和等中心精度的研究，并与实测结果进行对比。通过ANSYS有限元分析软件对旋转机架进行有限元分析，使用激光跟踪仪测量实际变形情况，验证了典型工作状况下等中心点处的精度要求，并进行原因分析，验证了国产旋转机架的可靠性。

关键词　质子治疗，旋转机架，等中心精度，误差分析

中图分类号　TL99

DOI: 10.3724/j.0253-3219.2026.hjs.49.250163

CSTR: 32193.14.hjs.CN31-1342/TL.2026.49.250163

Isocentric precision study on Shanghai Proton Therapy Device 360° compact gantry

WANG Yunjing[1,2]　WU Jun[1]　FANG Wencheng[1]　ZHAO Zhentang[1]

1(*Shanghai Advanced Research Institute*, *Chinese Academy of Sciences*, *Shanghai 201210*, *China*)

2(*ShanghaiTech University*, *Shanghai 201210*, *China*)

Abstract　**[Background]** Shanghai Advanced Proton Therapy Device (SAPT) is the first domestic proton therapy demonstration device, and the gantry is an important part of the proton therapy device, with an isocentric accuracy of ±0.275 mm, which is superior to most of the international mainstream equipments and requires high motion positioning accuracy and reliability. **[Purpose]** This study aims to provide a reference for the impact of the gantry structure on the treatment accuracy of the gantry of proton therapy device under different rotation angle conditions. **[Methods]** Firstly, the development progress of the 360° gantry for SAPT located in the Shanghai Ruijin Hospital proton center was introduced, and its isocentric accuracy was presented in detail. Then, deformation analysis of the gantry center point was carried out through the static structural analysis module of ANSYS. Finally, the actual deformation was measured using a laser tracker, and the error sphere was plotted to determine the accuracy at the center point under typical working conditions and analyze the causes. **[Results]** The qualitative analysis of the isocentric accuracy during the gantry rotation process shows that the trend of simulation results is consistent with the measured data (correlation coefficient $R^2 \geqslant 0.92$). The simulation predicts an overall isocentric accuracy of ±0.25 mm,

国家自然科学基金优秀青年基金项目(No.12222513)资助

第一作者：王云靖，男，1999年出生，2022年毕业于西南交通大学，现为硕士研究生，研究领域为质子治疗旋转机架结构

通信作者：吴军，E-mail：wujun@sari.ac.cn

收稿日期：2025-05-16，修回日期：2025-07-07

Supported by National Natural Science Foundation of China - Outstanding Youth Foundation (No.12222513)

First author: WANG Yunjing, male, born in 1999, graduated from Southwest Jiaotong University in 2022, master student, focusing on proton therapy gantry structure

Corresponding author: WU Jun, E-mail: wujun@sari.ac.cn

Received date: 2025-05-16, revised date: 2025-07-07

while the measured result is ±0.275 mm, with a deviation rate < 10%, which is superior to international mainstream equipment (typically < ±1 mm). However, there is a certain deviation in the *Z*-axis direction (average deviation about 0.05 mm), which is attributed to mechanical installation errors not included in the simulation. **[Conclusions]** The simulation results of this study demonstrate that the stiffness, strength and stability of the gantry structure are at an excellent level, providing solid theoretical support for subsequent engineering applications. The successful development of China's first 360° gantry with ultra-high isocentric precision (±0.275 mm) represents not only a milestone in the localization of high-end medical equipment, but also achieves leading international level with innovative structure and cost advantages.

Key words Proton therapy, Gantry, Isocentric precision, Error analysis

质子治疗技术凭借其独特的布拉格峰(Bragg Peak)特性,能够精准摧毁肿瘤细胞并最大限度保护周围健康组织,已成为癌症放射治疗领域的“新利器”[1]。王明等[2]介绍了光纤剂量计技术在质子治疗中面临的挑战及解决方案;赵博涵等[3]提出了一种基于CYCIAE-230超导回旋加速器的质子治疗能量选择系统的束流光学设计;谷帅喆等[4]利用上海先进质子治疗装置固定束治疗室的束流源参数,进行了吸收体材料水等效厚度比的能量依赖对多层电离室(Multilayer Ionization Chamber,MLIC)测量结果影响的模拟研究;刘俊雅等[5]基于医用质子直线注入器进行了超高剂量率细胞辐照实验平台的设计。自1991年美国Loma Linda大学质子治疗中心建成世界首台旋转机架以来[6],国际质子治疗技术快速发展,各国研究者通过结构创新与优化不断提升机架性能。截至2023年8月,全球范围内已有113家质子治疗中心投入临床使用,其中我国自主研发的首台质子治疗示范装置——上海市瑞金质子治疗中心,因其配备的180°旋转治疗室显著提升了治疗灵活性,累计完成病例约400例,且旋转治疗室病例占比高达75%。国际厂商在机架设计上各具特色,精度与功能持续突破,推动质子治疗向精准化、高效化发展。

1 旋转机架核心参数及结构

1.1 机架等中心精度

等中心点(Isocenter)是Gantry回转轴线与治疗头束线的交点,也是治疗室中的设备安装基准点。该指标是衡量旋转机架核心指标,也直接影响到治疗精度,国际上大部分旋转机架要求的等中心精度都要<±1 mm。部分厂家机架的回转精度<±0.5 mm[7]。

机械精度受结构刚度、驱动方式及温度变形影响,例如德国海德堡重离子旋转机架因结构的稳健设计,环境温度每变化1 ℃仅变形0.2 mm[8]。

1.2 结构类型与驱动方式

主流类型包括“滚筒式”(如日本日立公司)和“桁架式”(如比利时IBA公司),驱动方式涵盖齿轮、链条、摩擦传动等[9]。

轻量化设计趋势显著,如上海质子治疗装置180°旋转机架重量通过拓扑优化将重量从240 t降至162 t[10]。

1.3 平台类功能集成

搭载锥形束计算机断层扫描(Cone Beam Computed Tomography,CBCT)图像引导系统(如日立PROBEAT系列),实现治疗前三维定位及实时监测,提升靶区精度。

呼吸门控系统、机器人定位台等辅助技术(如日立RGPT系统)进一步适应动态肿瘤治疗需求。

旋转机架是用于粒子治疗设备中的关键部件,能够让治疗头围绕患者旋转,从而精准地照射肿瘤。其结构应适应束流输运线的布局,经过偏转磁铁和校正磁铁将高质量的粒子束通过治疗头输送至患者处[11–13]。

旋转机架(Gantry)作为实现多角度精准照射的核心部件,其等中心精度直接决定了质子束流与肿瘤靶区的空间匹配度。然而,旋转机架在动态负载下的机械形变、轴承间隙累积误差等非线性因素,使得现有静态标定方法难以满足临床治疗对亚毫米级精度的严苛需求。目前,针对旋转机架的精度研究将带来以下挑战:

1)超精密要求:医疗设备精度标准(如国际电工委员会标准(International Electrotechnical Commission,IEC)60601-2-1)较工业设备提升1个数量级;

2)临床验证壁垒:传统测量方法需停机检测,与治疗设备高利用率需求冲突(如瑞金中心日均治疗10例以上)。

本研究聚焦上海瑞金质子治疗装置中心旋转机架,提出一种基于”仿真-实测”闭环分析方法的优化

设计策略。

利用有限元分析（Finite Element Analysis，FEA）技术构建旋转机架关键组件的力学模型，系统性量化旋转工况与重力形变对等中心精度的影响；在此基础上，创新性引入基于激光跟踪仪的高精度测量方案，真实还原临床治疗场景中的复杂负载条件。

通过仿真预测与实测数据的闭环对比分析，验证了该方法在提升机架等中心精度及运行稳定性方面的有效性，为粒子治疗装置旋转机架的研制提供了理论支撑，同时拓展了高精度放射治疗设备的临床适配性边界。表1为国际同类设备关键技术指标和尺寸精度总结。

表1　主要旋转机架参数统计表[14–17]
Tabel 1　Statistical table of main gantry parameters[14–17]

厂商/机构 Vendors/Institutions	结构类型 Structure type	外形尺寸 Dimensions / m	重量 Weight / t	驱动方式 Drive mode	等中心精度 Isocentric precision / mm
美国Loma Linda	桁架式 Truss-mounted	∅10.5 / 4.5	96	滚轮 Roller	0.8
比利时IBA	桁架式 Truss-mounted	∅9.5 / 10.9	120	滚轮 Roller	1.0
日本日立Hitachi	滚筒式Drum type	∅11.5 / 8.65	200	齿轮 Cogs	0.5
美国Varian	双环筒形 Double-ring cylindrical	∅10.5 / 10	270	链轮 Sprocket	1.0
瑞士PSI Gantry II	C型钢架 C-shaped Steel frame	∅6.4 / 11.7	210	链轮 Sprocket	0.35
中国上海质子装置360Gantry (SAPT)	双环筒形 Double-ring cylindrical	∅8.4 / 7.6	136	链轮 Sprocket	0.275

2　360°旋转机架系统设计与集成

图1为上海先进质子治疗装置（Shanghai Advanced Proton Therapy Device，SAPT）布局。

旋转机架的结构设计主要取决于输运系统的空间参数，其形态特征是为适应输运线的长度及走向而存在的功能载体。

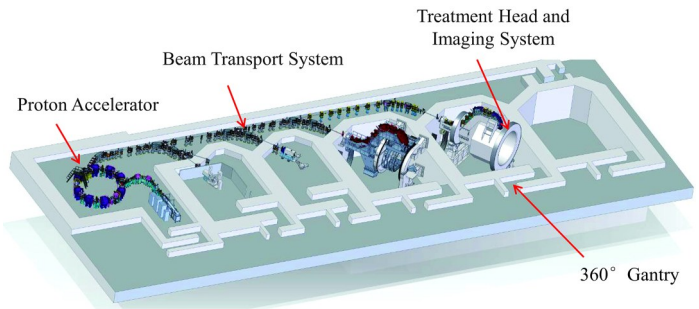


图1　上海先进质子治疗装置布局
Fig.1　Layout of Shanghai Advanced Proton Therapy Device

机架本体采用前后环和筒形支撑结构，前环采用六滚轮支撑，后环采用四滚轮支撑。驱动方式是通过电机驱动链轮传动。输运线和配重块均通过钢结构支架进行固定。实现了紧凑型点扫描治疗头源轴距（Source-Axis Distance，SAD）长度为2.3 m，支持点扫描模式下的运动器官治疗。图2显示了SAPT用于传输质子束的输运线物理元件布局示意图。

旋转机架纵向尺寸为7.6 m，旋转半径为4.2 m，总重量136 t，旋转部分重量92.6 t，等中心精度±0.275 mm，更详细的参数指标见表2。

360°旋转机架系统部署于医院质子治疗中心地下层（Gantry间）。该区域采用功能分区设计，划分为治疗工作区与设备运维区两大核心区域。

治疗工作区为医患活动区域，如图3所示，集成有治疗床、CBCT系统、激光定位系统、呼吸门控系统及控制终端等关键医疗设备。

设备运维区通过物理隔断与治疗区形成独立空间，如图4所示，区域顶部配置跨区域桥式起重系统以保障重型设备的吊装与维保作业。设备运维区沿墙设置专用检修通道，并配备准直仪安装基座、综合布线桥架及通风管路等基础设施。

为满足旋转机架动态运行需求，水电气等介质通过柔性电缆桥架与机架主体实现动态连接，确保

表2 360°旋转机架主要参数
Tabel 2 360° gantry main parameters

	要求值 Required value	计算值 Calculated value	实测值 Measured value
等中心精度 Isocentric precision / mm	<±0.5	0.2	±0.275
旋转重量 Rotational weight / t	<100	93	92.6
输运线半径 Radius of the transport line / m	<3.98	4.205	4.205
旋转机架总长度 The total length of the gantry / m	<7.8	7.6	7.6
输运线位移精度 Conveyor line displacement accuracy / mm	<1.2	0.5	0.4
角度分辨率 Angular resolution / (°)	<0.05	0.01	0.01
角度重复定位精度 Angular repeatability accuracy / (°)	<0.2	0.1	0.006

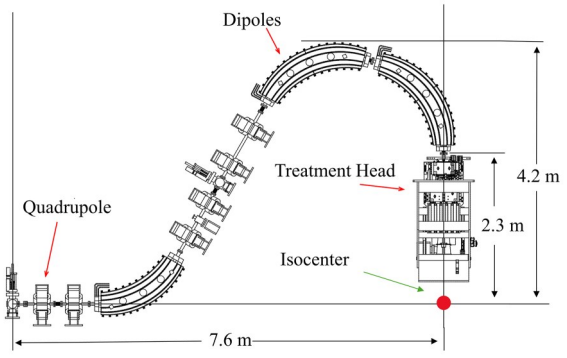


图2 360°旋转机架输运线物理元件布局参考图
Fig.2 Reference diagram of the layout of the physical elements of the 360°gantry transport line



图3 360°旋转机架治疗区图示
Fig.3 Illustration of 360° gantry treatment area



图4 360°旋转机架运维区照片(彩图见网络版)
Fig.4 Snapshot of 360° gantry operation and maintenance area (color online)

冷却循环系统、电力供应及信号传输的持续稳定。该机架系统的核心功能在于精确执行治疗计划指令,通过绕等中心旋转轴的多角度旋转实现质子束流对肿瘤病灶组织的多角度精准照射[18]。

3 仿真与实验方法

3.1 等中心精度仿真方法

承载束流磁铁输运线的旋转机架在工作过程中必须承受几十吨的重量,因此有必要对旋转机架在其不同方向上的结构件进行应力分析和变形分析,以确保刚度和变形。在Solidworks软件构建好具有相应尺寸特征的旋转机架三维模型后,导入Ansys的静态结构分析模块。

图5为360°旋转机架有限元模型。为节省计算资源,网格大小采用50 mm,共划分784 216个单元。模型中均采用四面体单元。材料设置为结构钢,弹性模量为2×10^{11} Pa,泊松比为0.3,密度为7.85×10^{3} kg·m^{-3}。根据360°旋转机架简化模型的实际情况,均采用非线性约束,在大、小滚圈-小滚轮之间设置为不分离(No Separation)。这种接触可以传递法向压缩力和切向力,即可以法向不分离,切向可以做小变形无摩擦运动。其余部件的接触类型为绑定(Bonded)接触。这种接触可以模拟螺栓的连接。小滚轮和靠轮设置为圆柱形支撑。

模拟方法:实际治疗工况下,机架处于静态,只有重力和支反力,因此仿真时设置重力方向为竖直向下,为了模型简化,由小滚轮的圆柱形支撑提供旋转机架的支反力,如图6所示,在测量工装的等中心点处设置变形探针,测量变形情况。由于软件仿真计算中,结果关于Z轴对称,所以只对单侧180°的情况进行仿真,将机架处于竖直状态记为0°(图6左),绕Y轴顺时针依次旋转30°,每个位置进行计算,直至完成180°测量。

模拟结果:得到机架静态处于0°~180°工况下的等中心精度,每个数据点由直角坐标系下X、Y、Z三

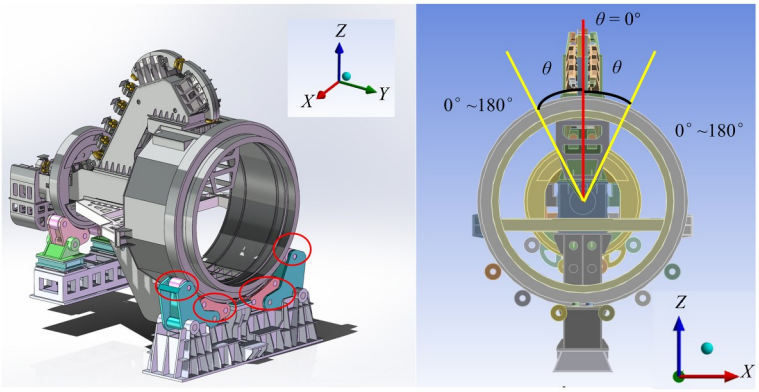


图5 360°旋转机架有限元模型示意图（彩图见网络版）
Fig.5 360° gantry finite element model (color online)

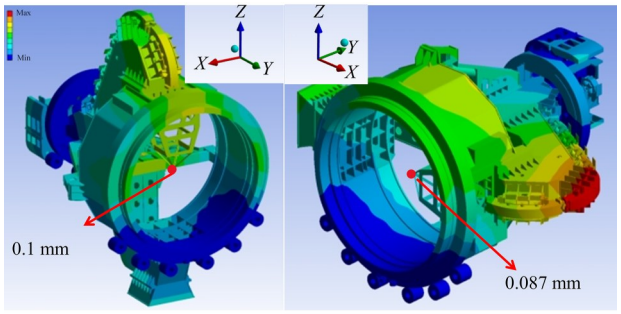


图6 机架结构在0°和90°位置的等中心精度示意图（彩图见网络版）
Fig.6 Isocentric accuracy of the gantry structure at 0° and 90° (color online)

轴坐标组成。用一个球来包络所有数据点，最小的能包络这些点的小球称为误差球，如图7所示。误差球的半径就是等中心点的误差半径，可以近似地看作等中心精度，得到的仿真结果误差球半径为0.25 mm。

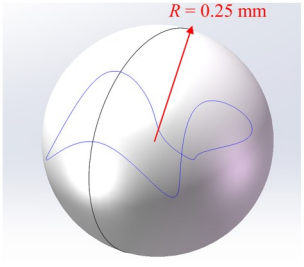


图7 仿真数据误差球
Fig.7 Simulation data error sphere

3.2 等中心精度实测方法

3.2.1 测量方法

1）在治疗头上连接机械工装，工装头部放置激光跟踪仪反射球。

2）理论等中心点是治疗室空间中的固定点。根据治疗室内控制网，利用激光跟踪仪指导反射球调整位置至等中心点位置。

3）多角度连续旋转数据采集，测量小球位置并记录，然后每隔15°旋转机架，每个位置进行测量，直至完成±180°测量。

4）重复性测试，验证测量结果稳定性。逆向旋转机架，测量记录每个位置数据，将3）、4）进行比较，得到机架正转、倒转数据差值。

5）将跟踪仪的数据进行分析，考察小球的轨迹误差；测量现场照片如图8所示。

3.2.2 测试结果

用测量数据制作误差球，如图9，得到的实测结果误差球半径为0.275 mm。

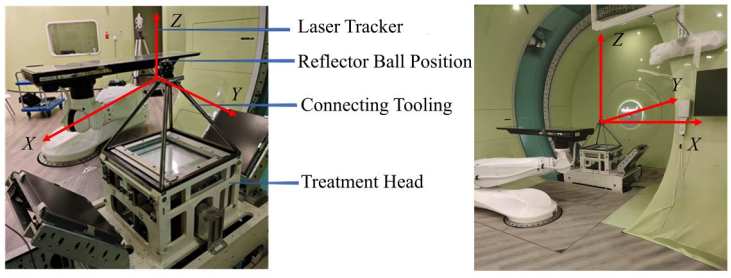


图8 等中心点测量现场照片（彩图见网络版）
Fig.8 Snapshots of isocenter point measurement site (color online)

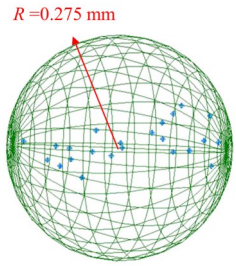


图9 实测数据误差球图示
Fig.9 Illustration of error sphere for measured data

3.3 等中心精度对比与误差溯源

将位移数据按X、Y、Z三个方向进行对比，如图10所示，显然仿真得到的变形量都略小于实测数据，但曲线趋势基本吻合。

在旋转过程中，结构变形的显著变化主要集中于X和Y方向，旋转Z方向的位移并不大。X、Y、Z三个方向的位移都显示出周期性的变化，这与旋转机架的设计和旋转机制有关。

变形的幅度在不同的方向上有所不同，这反映了旋转机架在不同方向上的刚度和稳定性差异。X方向变形在旋转机架处于竖直位置时表现为极小值，较大值出现在0°~180°和180°~360°的旋转过程中，在90°和270°附近，呈先增大后减小的趋势，关键角度下的具体变形量见表3；而竖直方向和轴向变形的较大值则出现在0°和180°的位置，即旋转机架处于竖直位置。

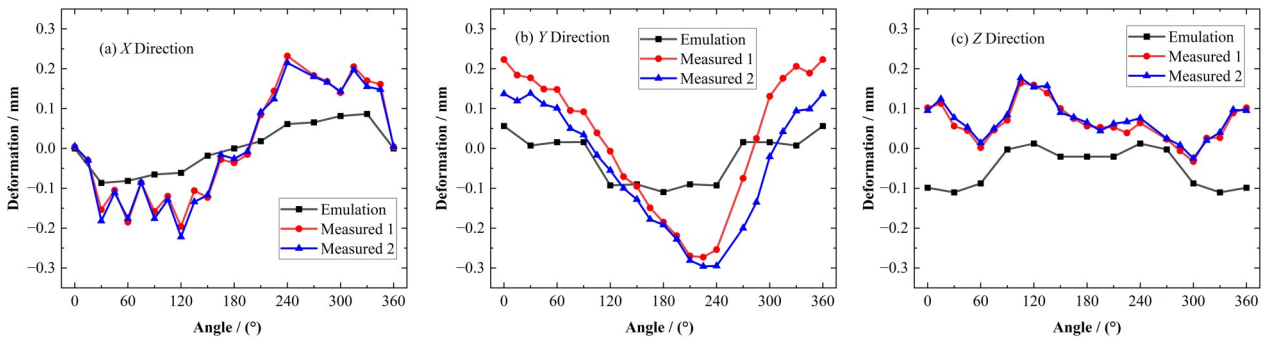


图10 仿真计算与实测数据对比图（彩图见网络版） (a) X方向，(b) Y方向，(c) Z方向
Fig.10 Comparison charts of simulation calculations and measured data (color online)
(a) X-direction, (b) Y-direction, (c) Z-direction

表3 关键角度下的变形量
Table 3 Deformation at critical angles

	仿真 Emulation			第一次实测 The first actual measurement			第二次实测 The second actual measurement		
	0	90	180	0	90	180	0	90	180
X	0	−0.07	0	0	−0.16	−0.04	0	−0.18	−0.03
Y	0.06	0.02	−0.11	0.22	0.09	−0.19	0.14	0.03	−0.19
Z	−0.10	0	−0.02	0.10	0.07	0.06	0.10	0.08	0.07

由于治疗头和输运线竖直方向上受到重力的作用，大滚圈在Z方向上呈现受压缩的状态，水平方向上则表现为受拉伸的状态。无论大小滚圈均呈现出一个被”压扁”的椭圆形状。这两个方向上的变形情况都是由输运线和治疗头组成的旋转主体部分越靠近竖直方向越大。旋转机架在90°时的变形情况可以参考图11。

通过对Y方向位移的分析可以得出，旋转机架旋转至180°~360°时位移明显大于0°~180°。且极大值是在旋转机架处于90°和270°时取得，这说明在这些位置的稳定性是最需要关注的。从侧面观察，机架本体由两个滚圈处的托轮支撑，其结构可视为顶端加载了重物的梁，导致两滚圈内侧沿重力方向产生向下的形变，而梁的两端固定，使其发生了一定角度的旋转，进而使治疗头安装底座方向产生偏移。在上半段，由于重力方向与偏角形成锐角，这一偏移得到部分抵消。然而，随着旋转角度的增大，特别是在0°~180°位置，等中心点的偏移反而会增大。这种形变导致治疗头安装底座的方向相对于径向垂直方向产生微小偏移，进而引发等中心点的位移。暴露支撑轴承刚度不足，需通过交叉滚子轴承替换或双驱齿轮消隙提升刚性。

通过旋转机架动态旋转过程中等中心精度的多维度分析，发现实测数据与仿真结果在误差分布趋势上呈现高度一致性（相关系数$R^2 \geqslant 0.92$），验证了仿真模型的可靠性。

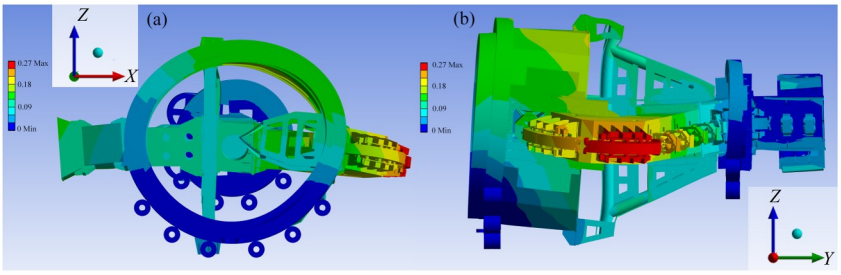


图11 旋转机架在90°时的变形示意图（彩图见网络版） (a) *Y*方向视图，(b) *X*方向视图
Fig.11 Deformation diagram of the gantry at 90° (color online) (a) *Y*-direction view, (b) *X*-direction view

仿真预测机架整体等中心精度为±0.25 mm，实测结果为±0.275 mm，偏差率<10%，表明模型能有效反映实际机械性能。值得注意的是，*Z*轴方向上仿真数值普遍较实测偏小（平均偏差约0.05 mm），推测原因为：机械安装误差未计入，补偿后应可以消除。

在实际安装与测试中，除了需考虑机架本体变形这一主要误差源外，还应全面评估其他潜在的等中心误差源的贡献度，如前后圈的径向跳动误差、同轴度误差以及治疗头的安装误差等，以确保整个系统的精确性与稳定性。

4 结语

本文介绍了上海质子治疗装置（SAPT）360°紧凑型旋转机架研制和等中心精度的研究。

1）围绕旋转机架机械结构设计，介绍了研制情况，采用有限元分析与基于激光跟踪仪动态测量相结合的方法，量化旋转工况、重力形变对等中心点的影响。

2）通过对等中心精度分析，水平方向位移在机架竖直位置（0°/180°）最小，于90°/270°附近因悬臂梁挠曲效应产生峰值位移（0.275 mm），呈对称分布；竖直位移受重力压缩主导，在0°/180°方位出现极值±0.15 mm；轴向位移在180°~360°区间的非对称性（极值±0.18 mm）。

通过对机架旋转过程中等中心精度的定性分析和安装实测数据与仿真结果的对比，两者趋势一致但存在一定的偏差（仿真数值普遍偏小），说明理论计算与实测结果接近而不相同。但也充分验证了仿真方法的合理性与可靠性。实测数据揭示除机架本体变形外，治疗头安装偏置误差需通过激光校准工装控制。

国际上大部分旋转机架要求的等中心回转精度都要<±1 mm，部分厂家机架的回转精度<±0.5 m。等中心精度会影响图像引导和治疗的准确性，提高精度对确保辐射束精准聚焦于肿瘤靶区，避免损伤周围健康组织具有重要意义。机架等中心精度达±0.275 mm，集成CBCT系统在稳定性和可靠性均处于先进水平，满足治疗系统需求，而且为后续的工程应用（如多粒子超导旋转机架的研制）提供了坚实的理论支撑。

作者贡献声明 王云靖负责仿真计算、数据分析和初稿写作；吴军负责数据采集和方法设计；方文程负责项目经费和文章的修订；赵振堂负责项目管理和文章的修订。

参考文献

1 唐劲天, 左焕琮. 质子治疗肿瘤的现状与发展趋势[J]. 中华肿瘤杂志, 2001, **23**(1): 7 - 10. DOI: 10.3760/j.issn:0253-3766.2001.01.002.
TANG Jintian, ZUO Huancong. Present situation and development trend of proton therapy for tumors[J]. Chinese Journal of Oncology, 2001, **23**(1): 7 - 10. DOI: 10.3760/j.issn:0253-3766.2001.01.002.

2 王明, 孙甜甜, 廖晟, 等. 质子治疗剂量测量的光纤剂量计研究现状与进展[J]. 核技术, 2025, **48**(3): 030001. DOI: 10.11889/j.0253-3219.2025.hjs.48.240252.
WANG Ming, SUN Tiantian, LIAO Sheng, *et al*. Current research status and progress of fiber-optic dosimeters for proton therapy dosimetry[J]. Nuclear Techniques, 2025, **48**(3): 030001. DOI: 10.11889/j. 0253-3219.2025. hjs. 48. 240252.

3 赵博涵, 郭乾坤, 张天爵, 等. 基于CYCIAE-230超导回旋加速器的质子治疗能量选择系统的束流光学设计[J]. 核技术, 2025, **48**(2): 230439. DOI: 10.11889/j. 0253-3219.2025.hjs.48.230439.
ZHAO Bohan, GUO Qiankun, ZHANG Tianjue, *et al*. Optical design of beam for proton therapy energy selection system based on CYCIAE-230 superconducting cyclotron[J]. Nuclear Techniques, 2025, **48**(2): 230439. DOI: 10.11889/j.0253-3219.2025.hjs.48.230439.

4 谷帅喆, 陈志凌, 林业, 等. 吸收体材料水等效厚度比的

能量依赖对MLIC测量结果影响的模拟研究[J]. 核技术, 2024, **47**(11): 110201. DOI: 10.11889/j. 0253-3219.2024.hjs.47.110201.
GU Shuaizhe, CHEN Zhiling, LIN Ye, *et al*. Simulation study of the influence of water equivalent ratio energy dependence of absorber materials on measurement of multilayer ionization chamber[J]. Nuclear Techniques, 2024, **47**(11): 110201. DOI: 10.11889/j. 0253-3219.2024.hjs.47.110201.

5 刘俊雅, 喻晓, 吴超, 等. 基于医用质子直线注入器的超高剂量率细胞辐照实验平台的设计[J]. 核技术, 2023, **46**(11): 110201. DOI: 10.11889/j. 0253-3219.2023. hjs. 46.110201.
LIU Junya, YU Xiao, WU Chao, *et al*. Design of an ultra-high dose rate cell irradiation experimental platform using a medical proton linear injector[J]. Nuclear Techniques, 2023, **46**(11): 110201. DOI: 10.11889/j. 0253-3219.2023.hjs.46.110201.

6 Amaldi U. Nuclear physics applications in diagnostics and cancer therapy[J]. Nuclear Physics A, 2005, **751**: 409–428. DOI: 10.1016/j.nuclphysa.2005.02.020.

7 赵振堂, 张满洲, 张天爵, 等. 质子治疗加速器原理与关键技术[M]. 上海: 上海交通大学出版社, 2021: 159.
ZHAO Zhentang, ZHANG Manzhou, ZHANG Tianjue. Principles and key technologies of proton therapy accelerators[M]. Shanghai: Shanghai Jiao Tong University Press, 2021: 159.

8 Spiller P, Boehne D, Dolinskii A, *et al*. Gantry studies for the proposed heavy ion cancer therapy facility in Heidelberg[C]//Proceedings 7th European Particle Accelerator Conference (EPAC). Cern, Geneva. 2000: 2551–2553.

9 Pearson E, de Wilde O, Doyen R, *et al*. Magnet developments and commissioning for the IBA compact gantry[J]. IEEE Transactions on Applied Superconductivity, 2014, **24**(3): 1–4. DOI: 10.1109/tasc.2013.2284719.

10 吴军. 上海先进质子治疗装置旋转机架优化设计[D]. 上海: 中国科学院上海应用物理研究所, 2015.
WU Jun. Optimization design of gantry for the Shanghai advanced proton therapy[D]. Shanghai: Shanghai Institute of Applied Physics, Chinese Academy of Sciences, 2015.

11 刘世耀. 质子治疗设备的现状和发展[J]. 基础医学与临床, 2005, **25**(2): 123–127. DOI: 10.3969/j. issn. 1001-6325.2005.02.005.
LIU Shiyao. Current situation and development of proton therapy equipment[J]. Basic & Clinical Medicine, 2005, **25**(2): 123–127. DOI: 10.3969/j. issn. 1001-6325.2005.02.005.

12 段雪非, 张满洲, 李浩虎. 上海质子治疗装置束流输运系统物理设计[J]. 核技术, 2011, **34**(5): 381–385.
DUAN Xuefei, ZHANG Manzhou, LI Haohu. Physical design of beam transport system of Shanghai proton therapy facility[J]. Nuclear Techniques, 2011, **34**(5): 381–385.

13 何小中, 杨国君, 龙继东, 等. 紧凑型医用回旋加速器的物理设计[J]. 核技术, 2014, **37**(1): 010201. DOI: 10.11889/j.0253-3219.2014.hjs.37.010201.
HE Xiaozhong, YANG Guojun, LONG Jidong, *et al*. Physics design of a compact medical cyclotron[J]. Nuclear Techniques, 2014, **37**(1): 010201. DOI: 10.11889/j.0253-3219.2014.hjs.37.010201.

14 Bryant P J, Badano L, Benedikt M, *et al*. Proton-Ion Medical Machine Study Part II[R]. Switzerland: CERN, 2000.

15 Flanz J. Beam delivery systems: scattering, scanning, w/wo gantries[C]//Ion Beam Therapy Workshop. Erice, 2009.

16 A look behind the Gantry[N/OL]. [2020-07-28] https://www. sccaprotontherapy. com/newsletter/april-2018/sci-med-apr-18.

17 Koschik A, Bula C, Duppich J, *et al*. GANTRY 3: Further development of the PSI PROSCAN proton therapy facility [C]//Proceedings of International Particle Accelerator Conference 2015. Richmond, VA, USA, 2015.

18 赵振堂, 戴志敏, 张文志, 等. 上海粒子加速器大科学装置概述[J]. 复旦学报(自然科学版), 2023, **62**(3): 293–309.
ZHAO Zhentang, DAI Zhimin, ZHANG Wenzhi, *et al*. Overview of particle accelerator based large-scale facilities at Shanghai[J]. Journal of Fudan University (Natural Science), 2023, **62**(3): 293–309.