中国科学: 物理学 力学 天文学 2023 年 第 53 卷 第 10 期: 100009
SCIENTIA SINICA Physica, Mechanica & Astronomica physcn.scichina.com
《中国科学》杂志社 SCIENCE CHINA PRESS
评 述 北京大学物理学科建立110周年专辑

激光加速器装置CLAPA-II的研究进展

王科栋[1,2,3], 赵研英[1,2,3], 朱昆[1,2,3], 马文君[1,2,3*], 林晨[1,2,3*], 吴昊[1,4], 吴学志[1,2], 耿易星[1,2,3], 赵家瑞[1,2,3], 王凯[1,2], 王强[1,2,3], 向海燕[1,4], 颜学庆[1,2,3*]

1. 北京大学物理学院, 北京 100871;
2. 北京激光加速创新中心, 北京 101407;
3. 广东省新兴激光等离子体技术研究院, 广州 510540;
4. 北京大学肿瘤医院, 北京 100142
*联系人, 颜学庆, E-mail: x.yan@pku.edu.cn; 马文君, E-mail: wenjun.ma@pku.edu.cn; 林晨, E-mail: lc0812@pku.edu.cn

收稿日期: 2022-11-11; 接受日期: 2023-02-10; 网络出版日期: 2023-09-21
中国博士后科学基金(编号: 2022T150007)、国家自然科学基金(编号: 12105005, 11975037, 11921006)、国家重点基础研究发展计划(编号: 2019YFF01014403, 2019YFF01014404)和国家重点研发计划重大科学仪器设备开发(编号: SQ2019YFF010006)资助项目

摘要 粒子加速器作为核物理科学中的核心仪器设备, 是衡量综合国力的一项重要标志. 常规粒子加速器已经有了百年的发展史, 目前挑战主要集中在高流强、低发射度、更高加速梯度等方面. 新加速机制的提出与研究是粒子加速器技术的新兴研究方向. 由于激光与等离子体作用不存在击穿问题, 产生的加速电场梯度远高于常规加速器, 具有可以更加经济地实现高能粒子加速的潜力, 一旦达到工程应用标准, 将大幅降低加速器的建造应用门槛. 但由于激光加速技术发展时间较短, 在实际投入工程应用中仍面临很大挑战. 为了实现激光加速技术从实验到实际应用的转化, 在国家科技部和北京市的支持下, 北京大学在怀柔科学城开展了激光加速器装置CLAPA-II的研发与建造. 本文主要介绍了CLAPA-II装置的主要组成, 以及关键核心技术相关研究进展.

关键词 飞秒激光, 激光等离子体加速, 激光加速器, 加速器控制系统

PACS: 29.20.-c, 29.25.-t, 29.27.Bd, 29.27.Eg, 07.05.Dz

1 引言

加速器科学通常涉及微波、真空、精密加工与制造、冶金、自动控制、高性能计算、数据的传输处理、等离子体和激光等众多科技领域, 随着这些领域中新技术、新原理的不断涌现, 加速器科学也获得了不断的发展. 其中, 激光驱动的高梯度等离子体加速在成为研究的焦点.

2018年Gerard Mourou和Donna Strickland获得了诺贝尔物理学奖. 他们提出的啁啾脉冲放大技术为研制出超高强度(>10^{18} W/cm^2)、超短脉冲(Femtosecond-Picosecond)的激光奠定了基础, 并带来了广泛的应用价值. 当这样一束激光与等离子体相互作用时, 其激发的电场梯度可以高达GV/m, 甚至TV/m, 比常规射

引用格式: 王科栋, 赵研英, 朱昆, 等. 激光加速器装置CLAPA-II的研究进展. 中国科学: 物理学 力学 天文学, 2023, 53: 100009
Wang K D, Zhao Y Y, Zhu K, et al. Review of the research progress of laser accelerator CLAPA-II (in Chinese). Sci Sin-Phys Mech Astron, 2023, 53: 100009, doi: 10.1360/SSPMA-2022-0433

© 2023 《中国科学》杂志社

频加速器高3个量级以上, 有望让加速器的尺寸缩小至“台面大小”, 使得加速器不再“昂贵”和“庞大”, 有望在世界范围内掀起一场新的技术革命. 2020年美国*Science*杂志曾邀请世界著名科学家对未来科学进行展望, 在激光领域列出的5个前瞻方向中就有“台式化(激光)加速器”.

与传统加速器不同, 激光加速产生的束流具有脉冲短、峰值流强高等特点[1–6]. 这种超短超强的粒子束在核医学、空间辐射环境模拟、惯性约束聚变、国际热核聚变堆和高能量密度物理等领域具有广泛的应用研究. 现有激光加速器已经获得了能量接近100 MeV的质子束[7]. 这一能量的质子束在科研、工业和医学中具有重要应用. 例如, 质子治疗是世界上最先进的肿瘤治疗手段之一, 其利用质子束能量沉积的布拉格峰特性, 实现肿瘤区域精准辐照并显著降低副作用. 医学研究表明, 100 MeV的质子束足够治疗一些浅层肿瘤和大多数的儿童癌症[8]. 因此激光加速器有作为新一代质子放疗设备的加速器的可能性. 相比于大型的传统质子加速器, 激光加速器在研制成本、设备需求空间、安装难度、运行和维护成本、辐射防护难度、系统复杂程度等方面有优势. 目前, 我国基于传统回旋或者同步加速器的国产质子治疗装置逐步进入国际先进行列. 可以预见, 激光加速器驱动质子放疗系统的研制成功, 将助力我国在该领域真正实现前沿领跑, 并对人民的健康事业具有重要意义.

目前, 激光加速器在癌症治疗中的应用已经在世界各地开展了不同程度的探索. 其中, 德国的CALA (Center for Advanced Laser Applications)[9,10]和Helmholtz实验中心[11]开展了基于激光加速质子束的辐射生物学实验, 初步验证了这种新型质子束在高剂量率辐照方面的优势. 欧盟的ELIMED (ELI-Beamlines Medical)[12,13]和英国的LhARA (Laser-hybrid Accelerator for Radio biological Applications)[14]正在开发用于生物辐照的激光加速器. 在科技部重大科学仪器设备开发的资助下, 北京大学于2018年建成国际上首台1%稳定激光质子加速器CLAPA-I (Compact Laser Plasma Accelerator)[15–18], 实现了能量1–15 MeV, 总流强10^6–10^8 (粒子/发)质子束的精准调控和传输. 该激光加速器作为激光加速质子刀原理样机进行建造测试, 攻克了高对比度与高光强激光技术、自支撑纳米薄膜靶制备技术、超高流强粒子束传输技术和激光加速器辐照研究平台等关键技术, 得到了良好的实验数据. 初步证实了激光加速质子刀的原理可行性.

积累了大量设计经验和实验基础后, 在国家科技部和北京市的支持下, 北京大学在怀柔科学城开展了激光加速器质子治癌装置CLAPA-II (Compact Laser Plasma Accelerator for Therapy)的建造. 新的装置将目标定位在开发具有我国自主知识产权和国际领先水平的PW激光质子治疗系统. 该装置的建成将首次提供达到治疗标准的激光加速器质子束流. 本文着重介绍我国建造的激光加速器质子治癌装置CLAPA-II中的关键技术以及近期进展.

2 激光加速器物理设计

激光离子加速通常是利用超强超短激光(激光强度I>10^{18} W/cm^2, 脉宽宽度在几十飞秒到几皮秒量级)与超薄靶材(厚度在纳米到微米量级)相互作用产生高能离子的过程. 相比于传统加速器, 激光产生的高能离子束具有高亮度、小尺度、窄脉宽、宽能谱等特点.

在目前的激光强度下, 激光还不能直接加速离子, 而是需要先将能量传递给电子, 再利用产生的电荷分离场来加速离子. 激光离子加速实验中, 离子加速的物理机制和加速结果会因激光参数、靶参数以及一些实验控制条件的不同而变化(图1). 其中, 靶背鞘层加速机制(Target Normal Sheath Acceleration, TNSA)和光压加速机制(Radiation Pressure Acceleration, RPA)是目前最重要的两种加速机制.

靶背鞘层加速机制已较为成熟, 是目前国内外大多数激光离子加速实验室加速离子的主要机制. 当激光入射到厚度为微米量级的靶材前表面, 加热表层电子, 热电子随后传播到靶后建立一个超强的鞘层电场. 该静电场电离靶后的原子并将产生的离子沿靶背法线方向加速到很高的能量. 通常得到的高能质子是来自于靶表面附着的水蒸气或污染. 靶背鞘层加速机制鲁棒性好, 但存在能量转化效率低、能谱宽等缺点(图2).

光压加速是目前前景最为诱人的加速机制, 但同时它对实验条件的要求十分苛刻(图3). 光压加速机制是利用超强激光的光压将纳米厚度的超薄靶材中的电子整体推出, 离子层被压缩的电子层牵引而一起加速. 光压加速机制具有很高的能量转换效率. 由于离子被集体加速, 获得的高能离子束单能性好. 光压加速机

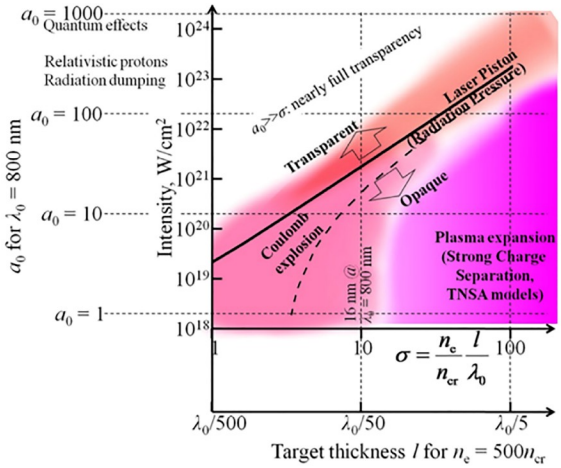


图 1 (网络版彩图)离子加速机制与实验条件的关系[19]

Figure 1 (Color online) Relationship between the acceleration mechanism and experimental conditions [19]. Copyright©2012, IOP Publishing.

制需要极其苛刻的激光对比度, 防止纳米超薄靶被预脉冲提前破坏, 还存在有限焦斑效应和各种不稳定性发展等不利影响. 目前实验中获得近100 MeV质子束的实验均采用的光压加速机制, 但质子能谱并没有如理论预测呈现单能性. 可见, 实现理想的光压加速还存在一些困难.

实现光压加速的理想条件是使用一束圆偏振激光, 但是实验中超强圆偏振激光的偏振度很难完美实现. 同时, 线偏振激光驱动的光压加速能够将电子加热得更加充分. 一些实验结果表明, 线偏振激光更有可能实现超100 MeV的质子加速. 在CLAPA-II项目中通过理论模型和数值模拟进一步分析了PW线偏振激光实现超100 MeV质子束的可能性[22].

在二维PIC模拟中设置了一束激光强度I=8×10^{21} W/cm^2, 焦斑大小为2 μm, 脉冲宽度为30 fs的线偏振激光(图4).

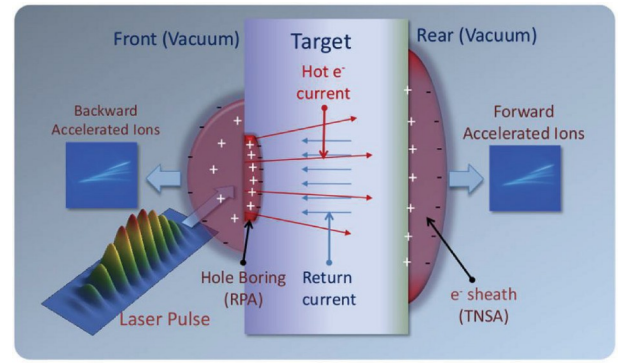


图 2 (网络版彩图)靶后鞘层加速机制示意图[20]

Figure 2 (Color online) Schematic diagram of target normal sheath acceleration [20]. Copyright©2013, APS Publishing.

该激光功率约为1 PW, 与怀柔PW激光装置参数相似. 塑料靶的厚度满足最佳面密度条件. 与圆偏振激光将电子层整体压缩推动不同, 在线偏振激光下, 激光轻易透过靶, 并加热大量电子. 在相对论透明增强效应下, 质子在静电加速场的作用下持续加速. 在120 fs时, 质子的截止能量达到170 MeV(质子纵向动量P_x=0.63m_pc, m_p是质子质量, c是光速). 我们的数值模拟结果阐明了PW线偏振激光实现超100 MeV质子的可能性.

3 激光加速器主要组成部分

CLAPA-II为北京大学研发的第二代激光加速器. 从CLAPA-I(图5)的积累到CLAPA-II(图6)的建造, 不仅是加速束流能量和性能的提升, 也是从原理样机到工程样机、从科研装置到放疗装置的转化和升级, 因此在攻克核心原理技术的基础上, 面临着新的难点和挑战. 主要有以下几点:

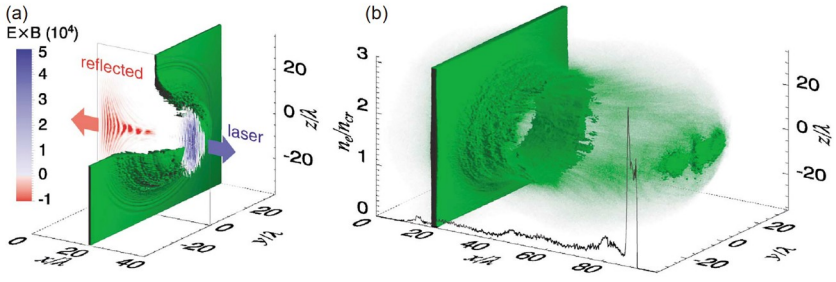


图 3 (网络版彩图)光压加速机制示意图[21]. (a), (b)分别表示3D PIC 模拟: 光压加速过程的前后两个时间点的离子分布

Figure 3 (Color online) Schematic diagram of radiation pressure acceleration [21]. (a), (b) Ion densities at the two time points before and after the radiation pressure dominant (laser piston) regime from 3D PIC simulation. Copyright©2004, APS Publishing.

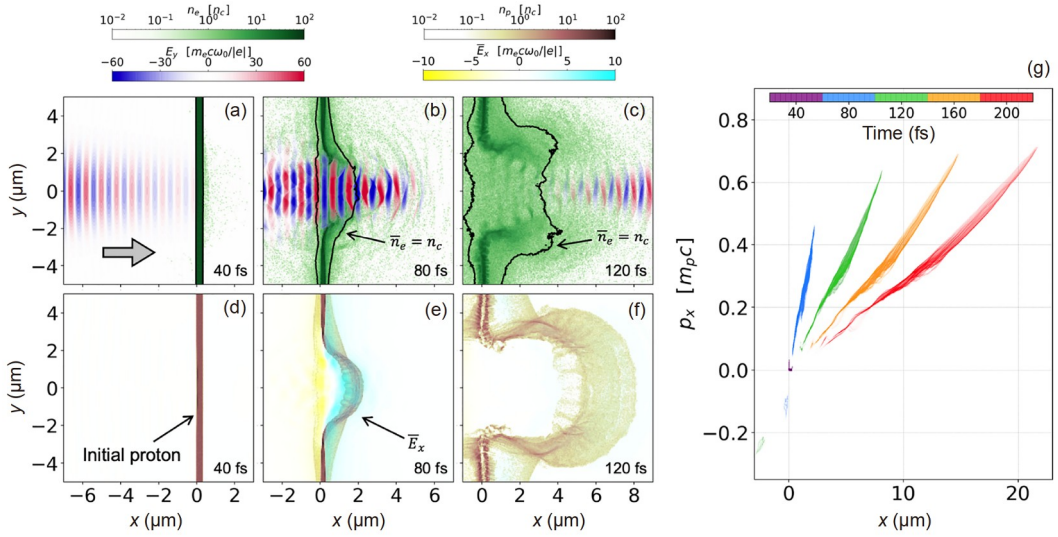


图 4 (网络版彩图)二维PIC数值模拟结果. (a)–(f) 激光电场E_y, 加速静电场E_x, 电子密度n_e, 质子密度n_p在40, 80, 120 fs的分布. (g) 质子相空间x-p_x在不同时刻的分布[23]

Figure 4 (Color online) Two-dimensional PIC simulation results. (a)–(f) The distributions of laser electric field E_y, accelerated electrostatic field E_x, electron density n_e, proton density n_p in 40, 80, 120 fs. (g) The distribution of proton phase space x-p_x at different times [23]. Copyright©2020, APS Publishing.

(1) 为了实现百MeV能量质子束的产生, 激光器功率将提升到2 PW, 需要同时满足高对比度和高功率.

(2) 激光加速所产生的束流为超短脉宽的单发束流, 为了满足2 Gy/min的治疗需求, 需要实现高功率激光放大器的1 Hz重频稳定运行.

(3) 需要设计建设高精度高重频的打靶系统, 解决高精度束靶耦合、高重复频率打靶、长时间连续打靶后靶轮更换与靶体快速定位、打靶系统的抗辐射设计等关键问题, 达到工业样机标准.

(4) 激光质子束初始散角超过+/−150 mrad, 在产生后亟需强磁场进行约束和收集, 需要提供超导或者脉冲高场强磁铁技术.

(5) 由于激光加速产生的束流能散较大, 在偏转过程中, 束流包络会因为色散而增长. 需要使用局部消色散技术使得束流的包络在整个传输系统维持在容忍范围内.

(6) 作为首台基于激光加速器的质子放疗工程样机, 需要实现PW级激光器, 高精度打靶系统, 束流输

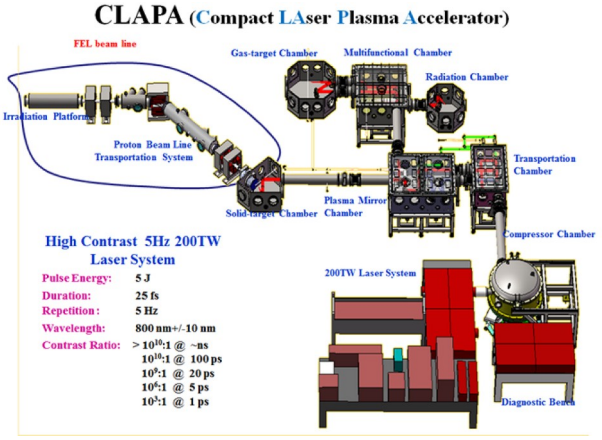


图 5 (网络版彩图)小型激光质子加速及束流配送系统(CLAPA-I)及关键参数

Figure 5 (Color online) Compact laser plasma acceleration and beam transmission system (CLAPA-I), and key parameters.

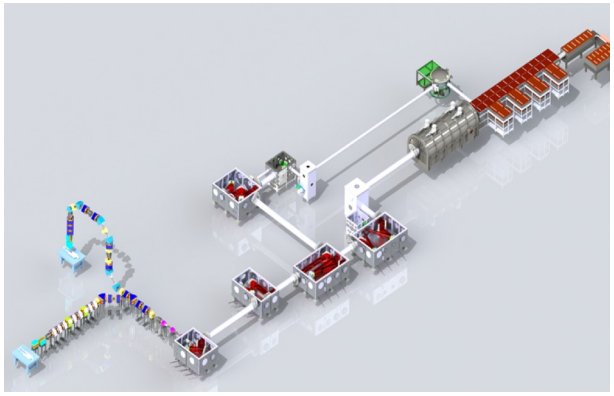


图 6 (网络版彩图) PW激光加速器质子治疗装置CLAPA-II整体布局

Figure 6 (Color online) Overall layout of the PW laser accelerated proton therapy device CLAPA-II.

运系统, 治疗终端的多级集成和自动化控制.

(7) 质子束的宽能谱特性增加了在辐照区域形成均匀剂量区的难度. 现有的质子放疗计划系统已经不再适用, 需要使用蒙特卡罗模拟方法研究新的剂量分布优化算法.

为了攻克上述挑战, CLAPA-II的建造任务细分为如下五个模块: (1) 重频高功率飞秒激光系统的建造, (2) 激光质子束加速及诊断系统的研制, (3) 质子束流配送系统及治疗头的研制, (4) 激光加速器控制系统研制和应用平台建设, (5) 质子治疗剂量验证与治疗计划系统的研制. 具体参数见表1.

4 CLAPA-II核心技术进展

4.1 重频高功率飞秒激光系统的建造

重频高功率飞秒激光系统是PW激光质子加速器的驱动源. 为满足CLAPA-II的研制需求, 北京大学与法国THALES Laser公司合作开展2 PW飞秒激光系统研发, 建成适用于百MeV激光质子加速器的高强度、高对比度、高重频2 PW飞秒激光系统. 激光系统结构如图7所示. 2 PW激光系统由基于钛宝石增益介质的双级CPA组成, 采用交叉偏振滤波XPW和OPCPA混合技术使激光对比度达到10^{13}, 以期满足质子加速的需求. 采用热管理技术控制高重频激光引入的热畸变问题, 实现输出频率1 Hz. 此外, 引入自适应光学系统, 矫正激光系统中的波前相位畸变, 最终实现斯特列尔比≥0.85, 使激光系统具有最佳的聚焦性能; 该激光系统可以实现2 PW和200 TW双束输出. 其中, 2 PW输出端能量≥60 J, 脉冲宽度≤30 fs.

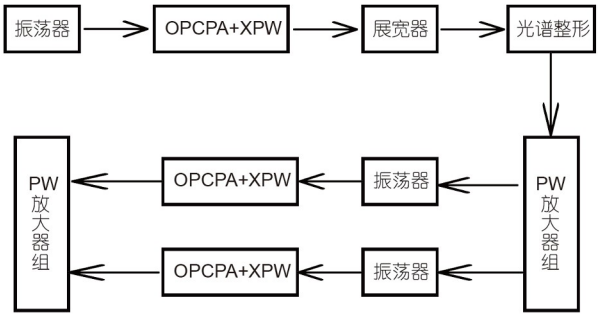


图 7 2 PW激光系统设计结构示意图

Figure 7 2 PW laser system design structure diagram.

为了避免重频高功率飞秒激光系统关键技术“卡脖子”问题, 北京大学与中国科学院上海光学精密机械研究所、中国科学院长春光学精密机械与物理研究所等国内技术优势单位合作开展国产化PW激光系统的研制, 已成功完成200 TW前端的研制. 200 TW前端以啁啾脉冲放大技术(CPA)和交叉偏振滤波技术(XPW)为总体技术路线, 同时研究了激光波前探测及控制方案, 保证了激光器输出光斑空间品质. 最终获得能量8.6 J、能量稳定性1.3%、重复频率1 Hz、脉冲宽度29.2 fs、峰值功率214.8 TW的激光系统, 如图8所示. 在保证激光参数性能优化的同时, 针对应用需要增加了多项关键附属功能, 包括回光监测系统、低重频激光自准直系统、大能量大尺寸激光衰减系统等, 这为国产PW激光系统的研制奠定了坚实的基础.

4.2 激光质子束加速及诊断系统的研制

激光质子加速是通过超高光强的脉冲激光与固体密度靶体相互作用, 将其瞬间电离成为等离子体, 并利

表 1 PW激光加速器装置CLAPA-II的总体参数

Table 1 Global parameters of the PW laser accelerated device CLAPA-II

分类	参数	数值
CLAPA-II激光器主要参数	波长 (nm)	780–830
	功率 (PW)	2
	脉宽 (fs)	30
	重复频率 (Hz)	1
CLAPA-II产生质子束目标参数	能量范围 (MeV)	40–230
	束流强度 (ppp)	1×10^{8}
	终端最小束斑 (mm)	≤15
	归一化RMS发射度 (π·mm·mrad)	0.395

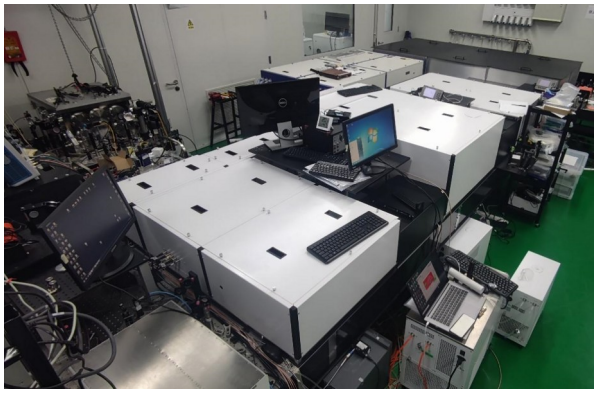


图 8 (网络版彩图)国产PW激光系统200 TW前端

Figure 8 (Color online) Domestic PW laser system 200 TW front-end.

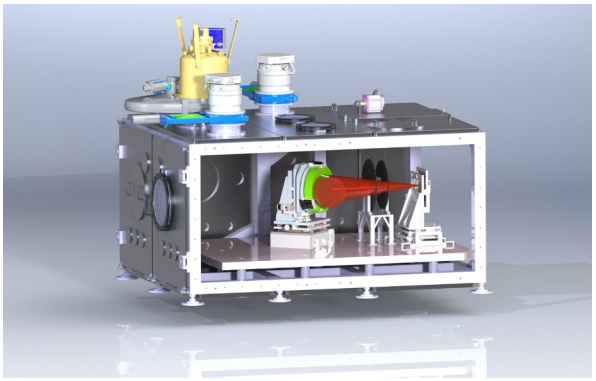


图 9 (网络版彩图)激光质子加速系统实验装置布局图

Figure 9 (Color online) Experimental layout of PW laser proton acceleration.

用电荷分离产生瞬态超强静电场来加速靶中的质子[7,24]. 加速梯度高达TV/m, 数十微米距离就可将质子能量加速到百兆电子伏量级. 拟研制的激光质子束加速及诊断系统是PW激光质子加速器装置的核心部分之一. 激光质子加速系统实验装置布局如图9所示. 采用稳相光压加速等先进的激光加速方案和参数匹配的纳米厚度靶材, 理论上PW激光可产生能量超过200 MeV的高能质子, 可以满足肿瘤临床治疗对质子能量的要求. 同时, 还将对高重频连续打靶、靶材质量控制等一系列关键问题进行攻克, 满足质子肿瘤治疗对打靶频率及质子束流稳定性的要求, 为激光质子放疗系统最终获得NMPA (National Medical Products Administration)认证奠定坚实基础. 课题推进过程中, 基础研究成果将直接转化为面向肿瘤治疗的仪器设备, 形成知识产权完备的研发制造体系, 为产业化的开展奠定基础.

先进纳米靶材的大批量制备和高精度高重频打靶是需要攻克的核心关键技术问题. 为实现先进纳米靶材的高质量大批量制备, 在现有的实验理论基础上, 提升了纳米厚度靶材的制备单次批量、纳米靶材的成品率, 改善了纳米靶材的厚度均匀性控制精度, 深入研究了纳米靶材的特性表征等[25]. 团队研发了高精度束靶耦合系统(图10)、高重复频率打靶系统, 解决了长时间连续打靶后靶轮更换与靶体快速定位问题. 进一步解决了打靶系统的抗辐射设计和重频打靶溅射防护等问题.

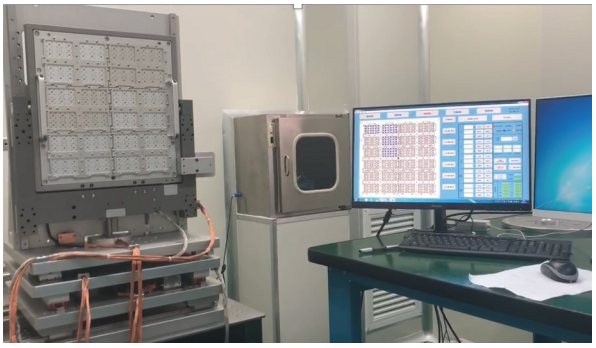


图 10 (网络版彩图)自主研发高精度重频打靶系统测试现场

Figure 10 (Color online) Site test of independently developed high precision and frequency shooting system.

4.3 质子束流配送系统及治疗头的研制

束流配送系统, 针对所收集束流初始发射度小、散角大的特点, 以大能散束流的高传输效率配送作为目标, 将整个束流输运系统分为五个功能模块进行设计, 包括质子束的收集和发射度选择、水平治疗室束流传输线、水平治疗头、垂直治疗室束流传输线、垂直治疗头(图11).

在充分考虑了大散角收集和大能散传输后, 提出了超导螺线管收集的局部消色散均匀化输运系统物理设计[26,27]. 该物理设计中利用了三个高场强超导螺线管作为公共收集段, 对于初始大散角的束流进行收集和初步发射度选择. 选择后的束流, 可以分时给垂直或者水平束流输运系统供束, 并分别提供垂直和水平两种辐照方式. 垂直和水平输运过程均采用局部消色散设计, 将束流色散控制在转弯处, 可以有效地限制由于色散引起的束流包络增长. 在水平束流输运系统上, 引入了束流均匀化技术, 尽可能地提高了终端靶

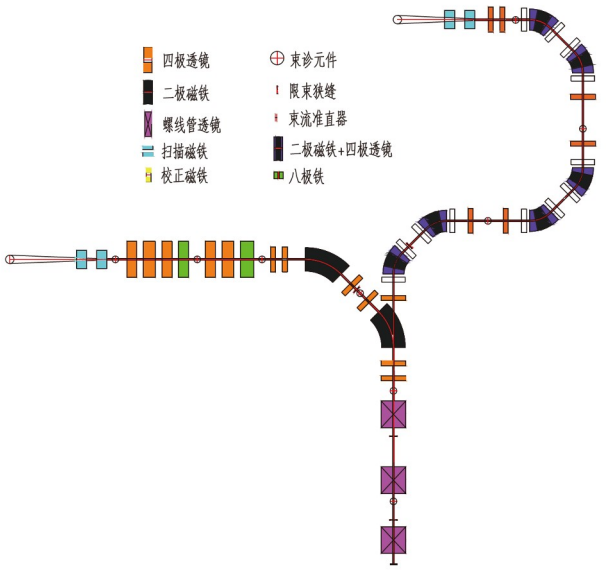


图 11 (网络版彩图) CLAPA-II束流输运系统

Figure 11 (Color online) Beam transmission system of CLAPA-II.

区处的束流利用率(图12). 垂直束流输运系统则采用了新型超导CCT (Canted-Cosine-Theta)磁铁(图13), 该磁铁可以在非常短的距离内, 为束流提供偏转所需的二极磁场和聚焦所需的四极磁场[28]. CCT磁铁的应用, 减轻了垂直束线的整体重量, 减小了垂直束线的爬升工程难度, 以及建筑的承载需求.

4.4 激光加速器控制和数据系统研制

激光加速器控制系统主要采用分布式控制系统软件平台EPICS进行集成开发, 控制系统根据功能主要分为加速器控制系统、安全联锁控制系统、辅助设备控制系统、触发定时控制系统以及治疗控制系统. 控制系统的架构如图14所示.

控制系统在充分吸收大科学装置和成熟医疗装置控制系统设计经验基础上, 在加速器端充分发挥基于EPICS (Experimental Physics and Industrial Control System)的科研装置上控制系统开发灵活、功能组件丰富、对科学仪器支持友好的优势, 设计了三层分布式控制系统架构; 在辅助设备控制及安全联锁控制系统设计上采用了基于WinCC+PLC的工业控制系统; 对面向医疗用户的治疗控制系统软件采用C++/Java等高级语言开发. 触发定时控制系统设计采用基于事件定时触发的EVG(事件发生器)和EVR(事件接收器)硬件, 实现了激光器和后端光路传输及打靶、质子束线及治

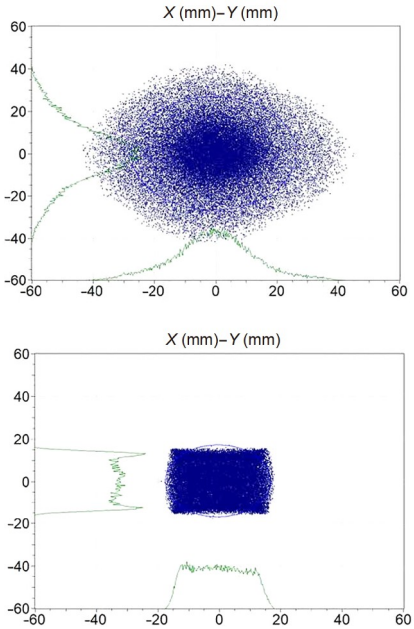


图 12 (网络版彩图)束流输运系统中束流均匀化模拟结果

Figure 12 (Color online) Simulation results of beam homogenization in the beam transmission system.

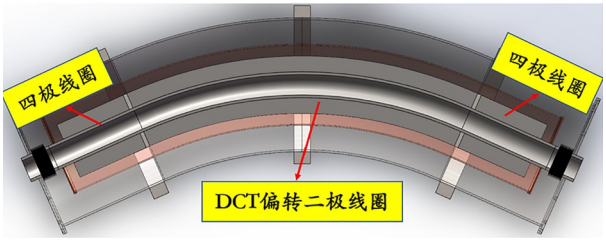


图 13 (网络版彩图) CCT磁铁结构图

Figure 13 (Color online) CCT magnet structure diagram.

疗端设备的相对时间同步.

控制系统将CLAPA-I上基于LabVIEW的分散控制系统开发集成到EPICS分布式控制系统中(图15), 大大提高了实验控制系统操控的简洁友好程度, 也完善了物理控制软件、数据归档、安全联锁等控制系统功能, 并建设了中间层进行系统中复杂逻辑和数据的处理. 加速器控制系统将通过虚拟云平台技术, 将分布式控制系统运行在云端虚拟云主机, 通过IOC软件实现底层硬件设备仿真模拟开发, 实现CLAPA-II装置底层被控设备控制量以及逻辑, 并在同步进行装置级、分系统级、子系统级以及设备级OPI, 2022年底完成了CLAPA-II控制系统虚拟运行调试. 治疗控制系统设

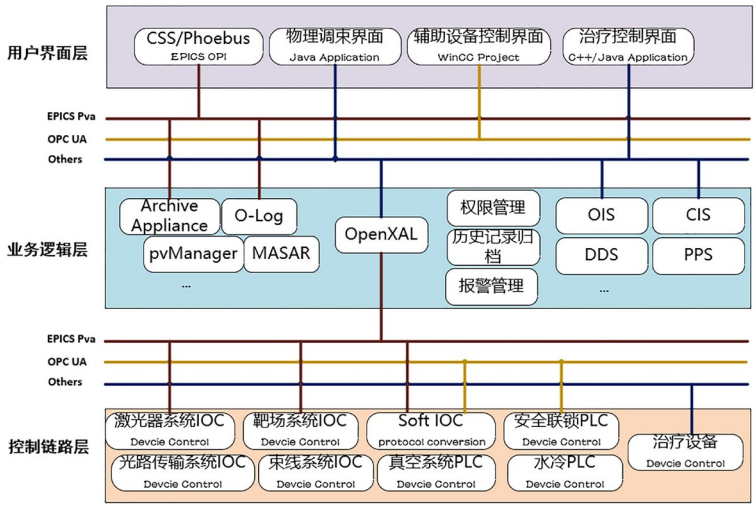


图 14 (网络版彩图) CLAPA-II控制系统架构图

Figure 14 (Color online) Architecture diagram of the CLAPA-II control system.

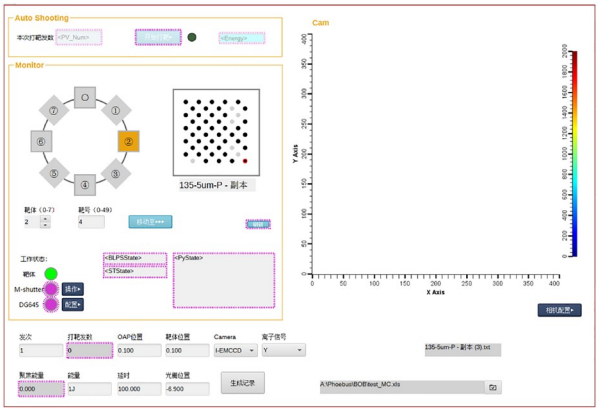


图 15 (网络版彩图) CLAPA-I EPICS控制系统Phoebus控制界面举例

Figure 15 (Color online) Phoebus control interface of the CLAPA-I EPICS control system.

计目前已经完成相关软硬件结构设计，正在进行子系统功能逻辑梳理及详细设计. 同时控制系统在光路自准直、物理参数自动优化等方向上采用机器学习相关优化算法, 进行了装置智能化控制相关研究. 同时, 针对激光打靶过程产生的强磁干扰，提出了合理有效的电磁屏蔽方案，从而提高系统的可靠性、稳定性和工作效率[29,30].

4.5 质子治疗剂量验证与治疗计划系统的研制

质子治疗剂量验证与治疗计划系统针对激光加速器的束流参数特点，开展了软硬件平台开发以及与临床应用相关的系统个性化定制研发.

质子治疗计划系统已完成各个基本功能模块的定制化开发(包括DICOM-RT接口、勾画、自动勾画、图像配准融合、剂量显示与叠加、系统基础界面) (图16), 搭建蒙特卡罗算法的专用剂量引擎核心算法模型，并针对并行计算和速度进行了改进，通过使用CUDA及OpenCL3.0重新构建蒙特卡罗输运算法的底层访存优化，实现了并行计算，完成了快速蒙特卡罗工程化代码, 目前正进行模块化嵌套部署[31–35].

质子治疗质量控制与剂量验证体系已基本完成核心任务——新型三维胶体剂量计的材料与系统研发

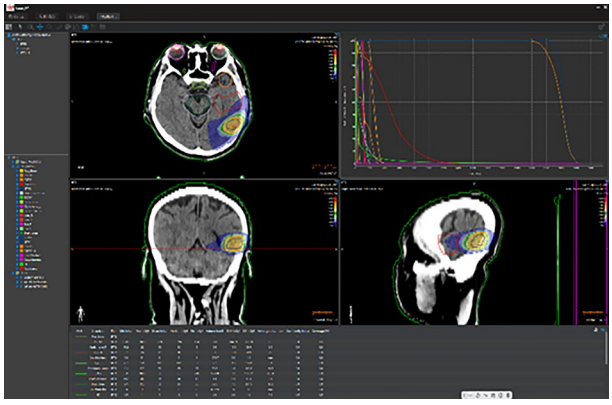


图 16 (网络版彩图)激光加速质子束治疗计划系统界面

Figure 16 (Color online) Interface of laser accelerated proton beam therapy planning system.

(图17), 在完成了对用于放疗三维剂量验证的新型硅橡胶基体胶体剂量计(Silicone Radiation Dosimeter, SRD)的制备工艺优化基础上, 重点研究了放疗三维剂量验证所关心的剂量计辐射组织等效性、剂量响应线性与剂量量程、剂量响应稳定性等关键性能, 目前已基本完成相应工作, 待场地条件具备即可开展批量试制.

与控制系统结合共同开发数据交互和管理的肿瘤放疗信息化系统(图18)的研发工作, 系统能够支持各类操作系统环境, 包括Windows, Linux, MacOS和移动平台主流操作系统; 支持AE接收并解析各大主流厂商TPS的DICOM文件; 支持主流浏览器客户端, 如Edge, Chrome, Safari, Firefox等, 目前系统各个基础功能模块

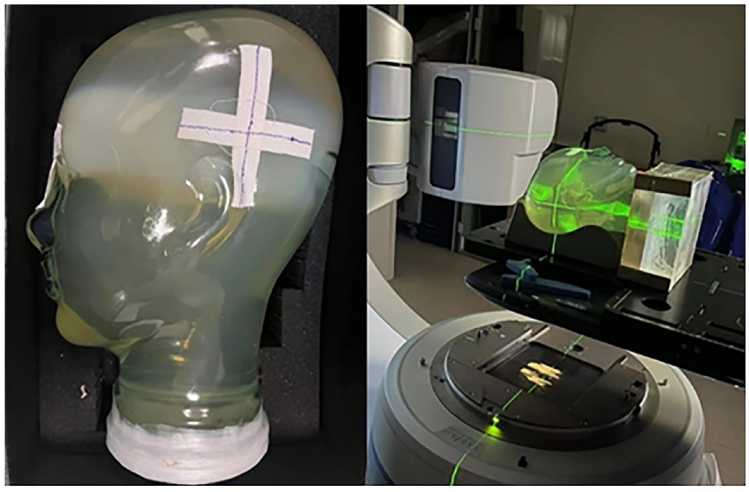


图 17 (网络版彩图)放疗三维剂量验证的新型硅橡胶基体胶体剂量计

Figure 17 (Color online) A novel silicone rubber matrix colloid dosimeter for three-dimensional dose verification in radiotherapy.

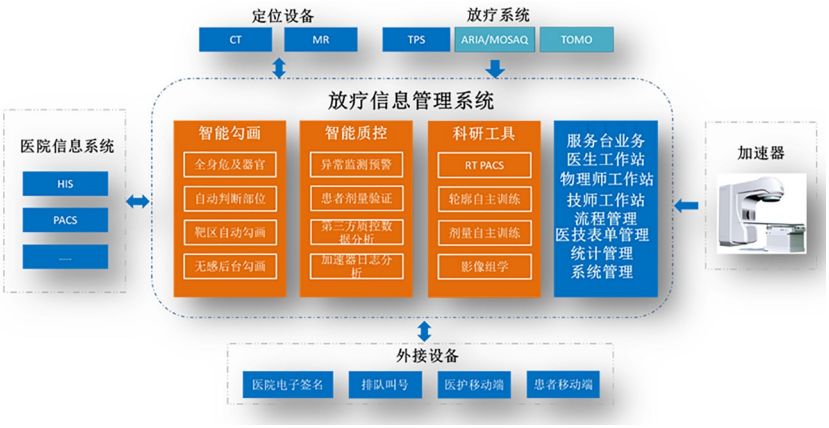


图 18 (网络版彩图)激光加速器治疗系统中肿瘤放疗信息化系统框架

Figure 18 (Color online) Information system framework of tumor radiotherapy based on the laser accelerated beam therapy system.

开发完毕且在医院环境下进行了临床前测试.

5 总结与展望

新一代激光加速器装置CLAPA-II建设对我国创新驱动发展战略, 引领激光加速器工程学科发展具有重要意义, 对于提高在该领域的国际地位具有重要作用. 项目有望为实验室研究成果与产业转化提供新的思路, 降低研发成本, 加快技术研发进程, 实现基础研究与工程技术协同发展的迫切要求.

研究团队在国家科技部和北京市的支持下, 通过近三年的努力攻关, 攻克了激光加速器质子治疗装置中的诸多技术难点, 完成了PW激光加速器放疗装置的全部物理方案, 开始了工程化建设阶段. PW激光加速器已于2022年12月开始在怀柔科学城北京激光加速中心正式开始安装.

参考文献

1 Klir D, Jackson S L, Shishlov A V, et al. Ion acceleration and neutron production in hybrid gas-puff z-pinches on the GIT-12 and HAWK generators. Matter Radiat Extremes, 2020, 5: 026401

2 Okamura M. Laser ion source for heavy ion inertial fusion. Matter Radiat Extremes, 2018, 3: 61–66

3 Hofmann I. Review of accelerator driven heavy ion nuclear fusion. Matter Radiat Extremes, 2018, 3: 1–11

4 Martinez B, Chen S N, Bolaños S, et al. Numerical investigation of spallation neutrons generated from petawatt-scale laser-driven proton beams. Matter Radiat Extremes, 2022, 7: 024401

5 Tripathi V K, Liu T C, Shao X. Laser radiation pressure proton acceleration in gaseous target. Matter Radiat Extremes, 2017, 2: 256–262

6 Weng S M, Sheng Z M, Murakami M, et al. Optimization of hole-boring radiation pressure acceleration of ion beams for fusion ignition. Matter Radiat Extremes, 2018, 3: 28–39

7 Ziegler T, Albach D, Bernert C, et al. Proton beam quality enhancement by spectral phase control of a PW-class laser system. Sci Rep, 2021, 11: 7338, arXiv: 2007.11499

8 Morris A A. Applications of 10 MeV photons and 100 MeV protons in radiotherapy. arXiv: 2006.13117

9 Lindner F H, Haffa D, Bin J H, et al. Towards swift ion bunch acceleration by high-power laser pulses at the Centre for Advanced Laser Applications (CALA). Nucl Instrum Meth Phys Res Sect B, 2017, 402: 354–357

10 Rösch T F, Szabó Z, Haffa D, et al. A feasibility study of zebrafish embryo irradiation with laser-accelerated protons. Rev Sci Instrum, 2020, 91: 063303

11 Kroll F, Brack F E, Bernert C, et al. Tumour irradiation in mice with a laser-accelerated proton beam. Nat Phys, 2022, 18: 316–322

12 Cirrone G A P, Carpinelli M, Cuttone G, et al. ELIMED, future hadrontherapy applications of laser-accelerated beams. Nucl Instrum Meth Phys Res Sect A, 2013, 730: 174–177

13 Romano F, Schillaci F, Cirrone G A P, et al. The ELIMED transport and dosimetry beamline for laser-driven ion beams. Nucl Instrum Meth Phys Res Sect A, 2016, 829: 153–158

14 Aymar G, Becker T, Boogert S, et al. LhARA: The Laser-hybrid Accelerator for Radiobiological Applications. Front Phys, 2020, 8: 567738, arXiv: 2006.00493

15 Zhu J G, Wu M J, Liao Q, et al. Experimental demonstration of a laser proton accelerator with accurate beam control through image-relaying transport. Phys Rev Accel Beams, 2019, 22: 061302

16 Zhu J G, Zhu K, Tao L, et al. Beam line design of compact laser plasma accelerator. Chin Phys Lett, 2017, 34: 054101

17 Geng Y X, Wu D, Yu W, et al. Proton beams from intense laser-solid interaction: Effects of the target materials. Matter Radiat Extremes, 2020, 5: 064402

18 Geng Y, Li D, Zhang S, et al. Strong enhancement of coherent terahertz radiation by target ablation using picosecond laser pulses. Phys Plasmas, 2020, 27: 113104

19 Daido H, Nishiuchi M, Pirozhkov A S. Review of laser-driven ion sources and their applications. Rep Prog Phys, 2012, 75: 056401

20 Macchi A, Borghesi M, Passoni M. Ion acceleration by super intense laser-plasma interaction. Rev Mod Phys, 2013, 85: 751

21 Esirkepov T, Borghesi M, Bulanov S V, et al. Highly efficient relativistic-ion generation in the laser-piston regime. Phys Rev Lett, 2004, 92:

175003
22 Yan X Q, Lin C, Sheng Z M, et al. Generating high-current monoenergetic proton beams by a circularly polarized laser pulse in the phase-stable acceleration regime. Phys Rev Lett, 2008, 100: 135003
23 Gong Z, Shou Y, Tang Y, et al. Proton sheet crossing in thin relativistic plasma irradiated by a femtosecond petawatt laser pulse. Phys Rev E, 2020, 102: 013207
24 Ma W J, Liu Z P, Wang P J, et al. Experimental progress of laser-driven high-energy proton acceleration and new acceleration schemes. Acta Phys Sin, 2021, 70: 084102
25 Peng Z Y, Cao Z X, Gao Y, et al. Application of liquid film targets in laser-driven radiation sources and laser ion acceleration. High Power Laser Particle Beams, 2022, 34: 081003
26 Wang K D, Zhu K, Easton M J, et al. Achromatic beamline design for a laser-driven proton therapy accelerator. Phys Rev Accel Beams, 2020, 23: 111302
27 Wang K D, Zhu K, Easton M J, et al. Beam distribution homogenization design for laser-driven proton therapy accelerator. Nucl Instrum Meth Phys Res Sect A, 2022, 1040: 167196
28 Brouwer L, Caspi S, Edwards K, et al. Design and test of a curved superconducting dipole magnet for proton therapy. Nucl Instrum Meth Phys Res Sect A, 2020, 957: 163414
29 Xia Y, Li D, Zhang S, et al. Enhancing electromagnetic radiations by a pre-ablation laser during laser interaction with solid target. Phys Plasmas, 2020, 27: 032705
30 Xu Y L, Li D Y, Xia Y D, et al. Analysis of electromagnetic pulses generated from ultrashort laser irradiation of solid targets at CLAPA. Chin Phys B, 2022, 31: 025205
31 Fippel M, Soukup M. A Monte Carlo dose calculation algorithm for proton therapy. Med Phys, 2004, 31: 2263–2273
32 Jia X, Schümann J, Paganetti H, et al. GPU-based fast Monte Carlo dose calculation for proton therapy. Phys Med Biol, 2012, 57: 7783–7797
33 Wan Chan Tseung H, Ma J, Beltran C. A fast GPU-based Monte Carlo simulation of proton transport with detailed modeling of nonelastic interactions. Med Phys, 2015, 42: 2967–2978
34 Tian Z, Shi F, Folkerts M, et al. A GPU OpenCL based cross-platform Monte Carlo dose calculation engine (goMC). Phys Med Biol, 2015, 60: 7419–7435
35 Qin N, Botas P, Giantsoudi D, et al. Recent developments and comprehensive evaluations of a GPU-based Monte Carlo package for proton therapy. Phys Med Biol, 2016, 61: 7347–7362

Review of the research progress of laser accelerator CLAPA-II

WANG KeDong[1,2,3], ZHAO YanYing[1,2,3], ZHU Kun[1,2,3], MA WenJun[1,2,3*], LIN Chen[1,2,3*], WU Hao[1,4], WU XueZhi[1,2], GENG YiXing[1,2,3], ZHAO JiaRui[1,2,3], WANG Kai[1,2], WANG Qiang[1,2,3], XIANG HaiYan[1,4] & YAN XueQing[1,2,3*]

[1] *School of Physics, Peking University, Beijing 100871, China;*
[2] *Beijing Laser Acceleration Innovation Center, Beijing 101407, China;*
[3] *Institute of Guangdong Laser Plasma Advanced Technology, Guangzhou 510540, China;*
[4] *Beijing Cancer Hospital, Beijing 100142, China*

As the core instrument in nuclear physics, particle accelerators are an important symbol of comprehensive national strength. After years of development, the related technology of particle accelerators has essentially been completed. The research on new acceleration mechanisms has become a rapidly growing field of particle accelerator technology. Because no breakdown problem is produced by the electric field in the interaction between a laser beam and plasma, the accelerated field gradient generated is much higher than that of conventional accelerators. This new acceleration technology could potentially realize high-energy beam acceleration more economically. Once this technology reaches the engineering application standard, accelerator construction will be highly facilitated. However, because of its short development time, laser acceleration technology still faces many challenges in engineering applications. To transform laser acceleration technology from experiment to practical applications, laser accelerator CLAPA-II was developed and constructed at Peking University under the support of the Ministry of Science and Technology of China. This paper mainly introduces the main components of the CLAPA-II device and the research progress of key core technologies.

high-power laser, laser acceleration of ions, accelerator control system

PACS: 29.20.-c, 29.25.-t, 29.27.Bd, 29.27.Eg, 07.05.Dz

doi: 10.1360/SSPMA-2022-0433