

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2015年11月12日 (12.11.2015)



(10) 国际公布号
WO 2015/169011 A1

- (51) 国际专利分类号:
A61N 5/06 (2006.01)
- (21) 国际申请号: PCT/CN2014/085119
- (22) 国际申请日: 2014年8月25日 (25.08.2014)
- (25) 申请语言: 中文
- (26) 公布语言: 中文
- (30) 优先权:
201410191339.4 2014年5月7日 (07.05.2014) CN
- (71) 申请人: 上海交通大学 (SHANGHAIJIAO TONG UNIVERSITY) [CN/CN]; 中国上海市闵行区东川路800号, Shanghai 200240 (CN)。
- (72) 发明人: 袁建军 (YUAN, Jianjun); 中国上海市闵行区东川路800号, Shanghai 200240 (CN)。 中岛一久 (NAKAJIMA, Kazuhisa); 中国上海市闵行区东川路800号, Shanghai 200240 (CN)。 张伟军 (ZHANG, Weijun); 中国上海市闵行区东川路800号, Shanghai 200240 (CN)。 陈黎明 (CHEN, Liming); 中国上海市闵行区东川路800号, Shanghai 200240 (CN)。

- (74) 代理人: 上海汉声知识产权代理有限公司 (SHANGHAI HANGSOME INTELLECTUAL PROPERTY LTD.); 中国上海市闵行区银都路3828弄56号307室, Shanghai 201108 (CN)。
- (81) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。
- (84) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO,

[见续页]

(54) Title: EXTRA HIGH ENERGY ELECTRON BEAM OR PHOTON BEAM RADIOTHERAPY ROBOT SYSTEM

(54) 发明名称: 超高能电子束或光子束放射治疗机器人系统

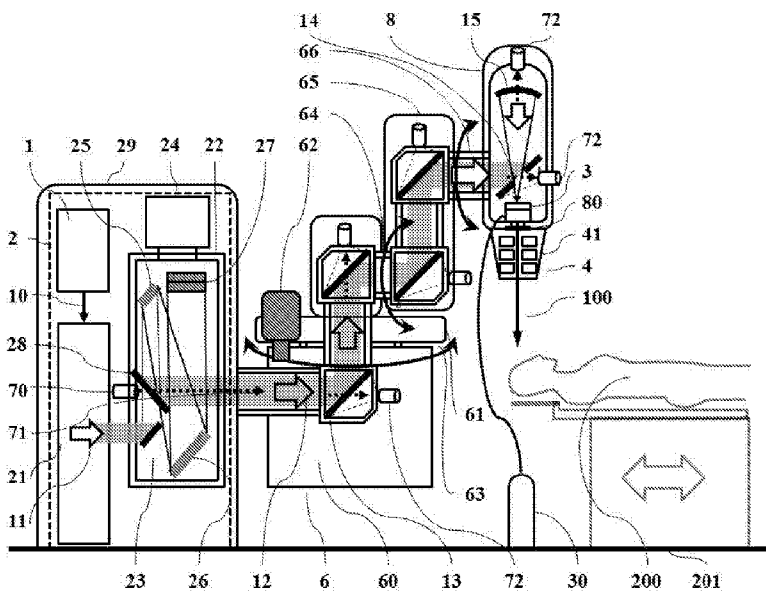


图 1a / FIG.1a

(57) Abstract: Provided in the present invention is an extra high energy electron beam (100) or photon beam (101) radiotherapy robot system, comprising a laser driving system (2), a laser plasma accelerator (3), an electron beam focusing system (4), a photon beam aiming system (5), a robot body (6) and a laser beam stabilization system (7), wherein the laser driving system (2) generates intense laser pulses (12) and spreads same to the laser plasma accelerator (3) installed at the tail end of the robot body (6) to generate electron beams (100); the electron beam focusing system (4) guides the electron beams (100) to diseased parts of a patient (200); the photon beam aiming system (5) enables the electron beams (100) to generate high energy photon beams (101) to perform extra high energy electron beam (100) or photon beam (101) radiotherapy; the robot body (6) spreads the electron beams (100) or the photon beams (101) to the diseased parts of the patient (200) in multiple directions; and the laser beam stabilization system (7) monitors the positions of the laser beams and corrects errors. The

extra high energy electron beam (100) or photon beam (101) radiotherapy robot system of the present invention is more compact, more efficient, cheaper and easier to operate, and has a higher performance than an external irradiation radiation therapy system in the prior art.

(57) 摘要:

[见续页]

WO 2015/169011 A1



RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, **本国际公布:**
CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, — 包括国际检索报告(条约第 21 条(3))。
TG)。

本发明提供了一种超高能电子束(100)或光子束(101)放射治疗机器人系统,包括激光驱动系统(2)、激光等离子体加速器(3)、电子束聚焦系统(4)、光子束瞄准系统(5)、机器人本体(6)和激光束稳定系统(7),其中:激光驱动系统(2)产生强激光脉冲(12)并传播给安装于机器人本体(6)末端的激光等离子体加速器(3),从而产生电子束(100);电子束聚焦系统(4)把电子束(100)导向到患者(200)病患处;光子束瞄准系统(5)把电子束(100)产生高能光子束(101),从而进行超高能电子束(100)或光子束(101)放射治疗;机器人本体(6)实现从多个方向向患者(200)病患处传播电子束(100)或光子束(101);激光束稳定系统(7)监控激光束位置并纠正误差。本发明的超高能电子束(100)或光子束(101)放射治疗机器人系统更紧凑、高效、廉价,操作更简单,比现有技术的外照射放疗系统具有更高性能。

超高能电子束或光子束放射治疗机器人系统

技术领域

本发明涉及一种新型医疗器械技术领域的外放射治疗机器人系统，具体地，涉及一种使用超高能电子束或光子束放射治疗的机器人系统。

背景技术

放射治疗利用高能量辐射如 X 射线、 γ 射线、电子、质子、重离子和中子来破坏癌细胞的 DNA 以将其杀死。由于放射治疗在杀死癌细胞的同时也损害正常细胞，必须仔细规划治疗以尽量减少这种副作用。用于癌症治疗的辐射可以来自体外的装置，被称为外照射放疗，也可以来自植入体内靠近癌细胞的放射性物质，被称为内照射放疗或近距离放疗。外照射放疗通常使用光子束（X 射线或 γ 射线）。电子束在有限距离之后剂量迅速下降，也因此影响不到较深的正常组织，电子束治疗通常用于浅层肿瘤如皮肤区域或全身皮肤、四肢等部位的癌症治疗。对于较深的区域，会采用手术电子放射治疗。众多类型的外照射放疗均使用称为医用直线加速器的设备，由射频（RF）功率放大器驱动，如磁控管或速调管，产生具有 6-20MeV 能量的电子束。

外照射放疗的技术优势可以通过图像验证提供有效的三维剂量分布形状和精确的空间剂量传递图。这些技术，包括三维适形放疗(3D-CRT)、调强放疗(IMRT)、影像引导放疗(IGRT)和强子治疗，加强对肿瘤区域的放射剂量并减少对周围正常组织的特定敏感区域的放射影响。凭借复杂的计算软件和先进的治疗设备（包括精密机械臂和紧凑型医用加速器），体部立体定向放疗(SBRT)在绝大多数情况下比 3D-CRT 使用更小的辐射场和更高的剂量，但更精确地瞄准目标区域并缩短疗程。

如文献 1、文献 2 中均公开了一种利用 X 射线的放射治疗装置，即把小型直线加速器安装到多关节机械臂或回转台上，控制机械臂或者回转台位置姿态，从而把产生于小型光栅的 X 射线集中到中心点进行照射。

然而，在目前的医用射频直线加速器所产生的上述电子束能级范围下，最大穿透深度和横向半影品质都制约了这种先进模式在实际癌症治疗中的应用。一旦电子能级高于 50MeV，这些问题都可以克服，穿透深度更加深，横向半影也更加尖锐，尽管纵向半影

也有所增加。Monte Carlo 模拟研究中对比了光子，质子和超高能电子束在调强放疗前列腺癌的效果，最吻合目标剂量的是质子束，而电子束的目标覆盖范围是和光子束的效果相比拟的，有时好过光子束。此外，在避免剂量影响到敏感结构和正常组织方面，超高能电子束明显好过光子束。至于由韧致辐射和电子核反应相互作用产生的次级粒子的剂量影响，如超高能电子束施加于全身的中子剂量低于质子束治疗和光子调强放疗一到二个数量级。

所述的超高能电子束治疗使用的超高能电子束，可以由传统的基于射频的直线加速器产生，包括一个电子喷射装置，称作 LINAC 的主加速结构，电子束传播系统，以及最终的操作台。电子喷射装置通常由光阴极微波电子枪或热离子高压直流电枪和几个用于产生电子束的聚束腔组成。LINAC 由一系列室温或者超导射频腔体组成，加速梯度为 10 MV/m。电子束传播系统包括电子束聚焦和散焦电四极磁铁。操作台装有真空电子束传播系统和一系列的电子束弯转和聚焦电磁铁。为实现基于射频直线加速器的外照射放疗，射频直线加速器整体尺寸估计要在 50 米长左右。加上能多方向引导电子束的回转台，总重量可达上百吨级。因此，这类设施的建设和运营成本大到难以置信，由此导致基于常规加速器的超高能电子束放疗系统很难普及到小规模医院。虽然文献 3 中公开了一种使用更加紧凑的 LINAC 加速器及龙门式转台的超高能电子束放射治疗系统，但由于其原理仍然基于直线加速器，因此结构上还是无法做到更加紧凑小巧。

文献 1: Adler Jr Jr, Chang SD, Murphy MJ, Doty J, Geis P and Hancock SL, “The Cyberknife: a frameless robotic system for radiosurgery”, Stereotactic Functional Neurosurgery, pp.124-128, 69(1-4 Pt 2), 1997;

文献 2: David H. Whittum, “Microwave Electron Linacs for Oncology”, Reviews of Accelerator Science and Technology, pp.63-92, Vol.2, Iss.1, 2009;

文献 3: U.S. patent application No. 13/765,017, filed on Feb. 12, 2013, entitled PLURIDIRECTIONAL VERY HIGH ELECTRON ENERGY RADIATION THERAPY SYSTEMS AND PROCESSES, Pub. No. US 20130231516 A1;

发明内容

针对现有技术中的缺陷，本发明的目的是提供一种使用超高能电子束或光子束进行外放射治疗的机器人系统。

本发明所述的超高能电子束或光子束放射治疗机器人系统，包括以下部分：

激光驱动系统，形成强激光脉冲；

激光等离子体加速器，所述的强激光脉冲被引导并聚焦到此从而产生电子束；

电子束聚焦系统，用于将来自激光等离子体加速器的电子束导向到患者病患处，从而进行超高能电子束放疗；

光子束瞄准系统，将来自激光等离子体加速器的电子束产生治疗用的高能光子束；

机器人本体，其内设有真空光学系统，所述强激光脉冲在真空光学系统中被引导并聚焦到上述激光等离子体加速器；

激光束稳定系统，在真空光学系统中监控激光束位置并纠正它们的误差。

优选地，所述激光驱动系统，包括：

前端，能够产生低能激光脉冲；

放大器链，放大上述低能激光脉冲的能量形成高能激光脉冲；

脉冲压缩室，将所述高能激光脉冲转换为强激光脉冲；

真空泵系统，保持脉冲压缩室、机器人本体的内部以及加速器腔的真空压力。

优选地，所述激光等离子体加速器包括：

充有混合气体的第一气室，用来电离气体产生等离子体和电子；

充有纯净氢气或氦气的第二气室，用来加速电子；

气体流量控制系统；

激光驱动系统输出的强激光脉冲由球面反射镜或离轴抛物面反射镜聚焦后进入激光等离子体加速器，强激光脉冲在第一气室电离混合气体产生等离子体和电子、强激光脉冲在第二气室继续产生并加速电子，气体流量控制系统分别以不同的压力控制并输送气体进入第一气室和第二气室中。

这种激光等离子体加速器可以利用高加速电场高效的产生超高能高品质电子束。所述的激光等离子体加速器能够产生的电子束能量应在 1-250MeV 之间，50-250MeV 之间更好。

优选地，所述激光等离子体加速器能调整第二气室长度以控制电子束能量。更优选地，可以由动力元件驱动波纹管结构来调整第二气室长度。

优选地，所述激光等离子体加速器连接有外部转接室，电子束聚焦系统安装在激光等离子体加速器的外部转接室中。

优选地，所述电子束聚焦系统具有提供薄层笔形波束输出的部件。更优选地，该部

件可以采用四极永磁铁阵列结构。

优选地，所述电子束聚焦系统在不破坏激光等离子体加速器的真空情况下可进行伸缩。

优选地，所述光子束瞄准系统，包括常规的韧致辐射转换靶和准直器，激光等离子体加速器输出的电子束在光子束瞄准系统中产生治疗用的高能光子束。所述电子束聚焦系统和光子束瞄准系统为可拆卸安装方式，方便拆装和更换使用。

优选地，所述机器人本体，其具有多种形态，可以是多关节机械臂或并联机器人或机器人转台。所述机器人本体可以从多个方向向患者病患部位传播电子束或光子束，并能够结合治疗床和激光束稳定系统，提供笔形线束的光栅扫描。

优选地，所述机器人本体末端设有加速器腔，激光等离子体加速器安装于机器人本体末端的加速器腔内。

更优选地，所述机器人本体包括基座、回转台、回转驱动机构、第一转轴、第二转轴、臂架和第三转轴，其中：回转驱动机构安装在回转台上，从而实现回转台相对于基座即第一转轴的转动；第二转轴连接回转台与臂架实现相对转动，第三转轴连接臂架与加速器腔实现转动。

优选地，所述激光束稳定系统沿机器人本体内部臂架及轴线布置，用以监控激光束位置并纠正误差，使得强激光脉冲的传播方向始终与机器人各个关节的转动轴线重合。

优选地，所述的激光等离子体加速器、真空光学系统、激光束稳定系统均安装在真空环境中，并且所述的机器人本体内部为中空真空结构，由真空泵系统保持其一定的真空压力。

优选地，电子束或光子束放射照射的时长从单脉冲照射到连续照射可控，如果快于人体的呼吸间隔则比较好，如果小于心跳间隔则更好，如果小于激光驱动脉冲的单个脉冲脉宽则最好。

与现有技术相比，本发明具有如下的有益效果：

本发明激光驱动系统产生能量放大的高能激光脉冲并进一步形成强激光脉冲。该强激光脉冲沿具有中空真空结构的机器人本体内部被引导并聚焦到安装在机器人本体末端的加速器腔内的激光等离子体加速器中，从而产生电子束。电子束聚焦系统把电子束导向到患者病患处，或在光子束瞄准系统中产生高能光子束，从而进行超高能电子束或光子束放射治疗。机器人本体实现从多个方向向患者病患处传播电子束或光子束。激光束稳定系统监控激光束位置并纠正误差。

与现有技术相比，本发明具有以下有益效果：

1.通过激光等离子体加速器而不是直线加速器 LINAC 产生超高能电子束，激光等离子体加速器的体积和质量优势使得设备整体小型化，价格和安装场地布置优势很明显；

2.通过机器人本体实现多角度照射和扫描，通过机器人本体实现强脉冲激光的真空传播；

3.可以简易更换为通过电子束或者光子束进行治疗；

本发明的超高能电子束或光子束放射治疗机器人系统更紧凑、高效、廉价，操作更简单，比现有技术的外照射放疗系统具有更高性能。

附图说明

通过阅读参照以下附图对非限制性实施例所作的详细描述，本发明的其它特征、目的和优点将会变得更明显：

图 1a、1b 为本发明一实施例系统结构示意图；

图 2 为图 1a、1b 所示的系统的激光等离子体加速器的第一气室和第二气室的示意图；

图 3 为基于激光尾波场的电子加速机制示意图；

图 4a、4b 为图 1a、1b 所示的超高能电子束或光子束放射治疗机器人系统的激光等离子体加速器的示意图，包括图 2 中的第一气室和第二气室；

图 5 为微型四极永磁铁（PMQ）的示意图；

图 6 为本发明实施例的电子束聚焦系统的示意图，由三个图 5 所示的四极永磁铁（PMQ）组成；

图 7a、7b 为嵌入于图 1a、1b 所示的超高能电子束或光子束放射治疗机器人系统的机器人本体中的真空光学系统的示意图；

图 8 为本发明一实施例的激光束稳定系统的示意图；

图 9 为本发明另一实施例通过并联机器人的实施例示意图。

上述图中：

1 为前端，10 为低能激光脉冲，11 为高能激光脉冲，12 为强激光脉冲，13、14 为反射镜，15 为离轴抛物面反射镜；

2 为激光驱动系统，21 为放大器链，22 为脉冲压缩室，23 为脉冲压缩光学器

件, 24 为真空泵系统, 25、26 为衍射光栅, 27 为垂直发射器, 28 为固定反射镜, 29 为外壳;

3 为激光等离子体加速器, 30 为气体流量控制系统, 31 为第一气室, 32 为第二气室, 33 为混合气体, 34 为纯净气体, 35 为接头, 36 为动力元件, 37 为波纹管结构, 38 为多自由度调整台, 39 为激光吸收器;

4 为电子束聚焦系统, 40 为外壳, 41 为转接器, 42 为磁铁阵列, 43、44 为四极永磁铁(楔形永磁铁), 45 为中心空腔, 46 为外空腔, 47 为支架, 48 为真空直线移动系统, 49 为直线导轨;

5 为光子束瞄准系统, 51 为韧致辐射转换靶, 52 为准直器;

6 为机器人本体, 60 为基座, 61 为回转台, 62 为回转驱动, 63 为第一转轴, 64 为第二转轴, 65 为臂架, 66 为第三转轴, 67 为导光臂, 68 为回转轴, 69 为并联驱动单元;

7 为激光束稳定系统, 70 为激光源, 71 为校准光束, 72 为 CCD 摄像头, 73 为反射镜支架, 74 为精密电机;

8 为加速器腔, 80 为真空窗, 81 为直线导轨, 82 为基座机构;

100 为电子束, 101 为光子束, 200 为患者, 201 为治疗床, 303 为细点线, 304 为粗点线, 305 为粗实线, 306 为细虚线, 307 为电子空泡, 308 为强纵向电场, 309 为电子轨迹, 310 为轨迹。

具体实施方式

下面结合具体实施例对本发明进行详细说明。以下实施例将有助于本领域的技术人员进一步理解本发明, 但不以任何形式限制本发明。应当指出的是, 对本领域的普通技术人员来说, 在不脱离本发明构思的前提下, 还可以做出若干变形和改进。这些都属于本发明的保护范围。

如图 1a 所示, 本实施例提供一种超高能电子束或光子束放射治疗机器人系统, 包括: 激光驱动系统 2、激光等离子体加速器 3、电子束聚焦系统 4、光子束瞄准系统 5、机器人本体 6 和激光束稳定系统 7, 激光驱动系统 2 产生能量放大的高能激光脉冲并进一步形成强激光脉冲。该强激光脉冲沿具有中空真空结构的机器人本体 6 内部被引导并聚焦到安装在机器人本体末端的加速器腔内的激光等离子体加速器 3 中, 从而产生电子束。电子束聚焦系统 4 把电子束导向到患者病患处, 光子束瞄

准系统 5 通过电子束产生高能光子束，从而进行超高能电子束或光子束放射治疗。机器人本体 6 实现从多个方向向患者病患处传播电子束或光子束。激光束稳定系统 7 监控激光束位置并纠正误差。以下对涉及的各个部分进行详细说明。

激光驱动系统 2

如图 1 所示，所述激光驱动系统 2 包括前端 1，放大器链 21，脉冲压缩室 22，真空泵系统 24。前端 1 用于产生并输出低能激光脉冲 10。低能激光脉冲 10 进入并通过放大器链 21 从而被放大并形成高能激光脉冲 11。脉冲压缩室 22 中安装有脉冲压缩光学器件 23，放大的高能激光脉冲 11 在脉冲压缩光学器件 23 中在时域上压缩。脉冲压缩室 22 由真空泵系统 24 抽至真空，以保持为 10^{-3} - 10^{-4} Pa 的压力。经过脉冲压缩室 22 压缩后形成的强激光脉冲 12 传播到安装在所述机器人本体 6 末端的所述激光等离子体加速器 3 里。外壳 29 用来保护整个激光驱动系统 2。

所述脉冲压缩光学器件 23 包括一对衍射光栅 25、26，一个垂直反射器 27 和一个固定反射镜 28，在时域上把脉冲的各种频谱分量组合在一起。产生于脉冲压缩光学器件 23 的输出强激光脉冲 12 于是具有超高能量和超短脉宽，因此其能量和脉宽可以进一步优化来加速电子束 100。

激光等离子体加速器 3

如图 1a、图 2 和图 4a 所示，所述激光等离子体加速器包括：充有混合气体的第一气室；充有纯净氢气或氦气的第二气室；气体流量控制系统。

在脉冲压缩室 22 压缩的强激光脉冲 12 在激光等离子体加速器 3 的入口由球面反射镜或离轴抛物面反射镜 15 聚焦。被称作注入级的第一气室 31 填充有混和气体 33，例如由 98%氦气和 2%氮气组成的氦氮混合气体。被称作加速级的第二气室 32 填充有如氢气或氦气的纯净气体 34。这些气体在气体流量控制系统 30 的控制下分别以不同的压力通过接头 35 传播到激光等离子体加速器 3。第二气室 32 的长度可由动力元件 36 驱动波纹管结构 37 来调整。

如图 4a 所示，激光等离子体加速器 3 安装在多自由度调整台 38 上方，例如商品化的 Hexapod 六轴精密平台。激光等离子体加速器 3 与强激光脉冲 12 的位姿对准通过多自由度调整台 38 来完成。穿过激光等离子体加速器 3 的残余的强激光脉冲 12 最后被安装在多自由度调整台 38 底部的激光吸收器 39 吸收。

如图 2 和图 4a 所示, 在第一气室 31 中, 所述的强激光脉冲 12 激发大振幅等离子体尾波场, 其中的加速电场可以捕获等离子体内层电子并用电离诱导注入加速电子。强激光脉冲 12 在第二气室 32 中产生 100GV/m 量级的等离子体尾波场。在第一气室 31 中预加速的电子束 100 在第二气室 32 中被进一步加速到 1GeV 级别。

图 3 说明了尾波场激发和在尾波场中捕获并加速电子的物理过程 300。当强激光脉冲 12 在第一气室 31 的中性混合气体 33 中传播时该产生尾波场。图 3 中, 等离子体电子密度变化曲线表示在上部的图 301 中, 激发的纵向尾场表示在下部 302 中。

如图 3 中部的 300 所示, 氦和直到 N^{5+} 的外层电子在光强为 $1.5 \times 10^{16} W/cm^2$ 的强激光脉冲 12 前沿完全电离并在强激光脉冲 12 外围形成等离子体电子, 强激光脉冲 12 的边界在图中用细点线 303 表示。由于 N^{6+} 和 N^{7+} 的两个内壳层 (K 壳层) 电子需要用光强高于 $1 \times 10^{19} W/cm^2$ 的激光电离, 因此内壳层电子仅在强激光脉冲 12 的峰值光强附近电离。具有归一化激光场 ($a_0 \approx 0.855 \times 10^{-9} I^{1/2} [W/cm^2] \lambda_L [\mu m] = 2$, 其中 $I [W/cm^2]$ 为光强, $\lambda_L [\mu m]$ 为激光波长) 的强激光脉冲 12 的强度图用粗点线 304 表示。在图上部的 301 中, 粗实线 305 表示沿传播轴的氦电离进展程度 (已电离的氦原子的电子数量)。包括电离自 N^{6+} 和 N^{7+} 的内壳层电子的等离子区域的边界用细虚线 306 表示。

在细点线 303 边界内的等离子体电子被相对强度为 $a_0 \gg 1$ 的强激光脉冲 12 的辐射压力 (有质动力) 推开, 并在激光脉冲后面形成一个窄电子鞘包围着类球形的离子区, 也经常被称为电子空泡 307。这种电荷分离产生 100GV/m 量级的强纵向电场 308, 等离子体电子密度为 $10^{18} cm^{-3}$, 比常规的射频加速器的加速电场在幅值上高三个数量级。在电子空泡 307 中, 电子同时承受着强聚焦力。因此, 一旦电子束 100 被捕获到电子空泡 307 中, 它们会被迅速的在 1cm 的长度内加速到 1GeV 级别的高能。

所述的电离自 N^{6+} 和 N^{7+} 的内壳层电子靠近电子空泡中心, 在这里尾波势能具有最大值, 激光脉冲的有质动力最小。预电离的自由电子的轨迹多是沿电子空泡外部的窄鞘运动, 相反地, 电离自内壳层的电子靠近电子空泡轴移动到电子空泡尾部, 那里尾波势能最小, 如果电子获得足够的动能, 它们最后将被捕获进尾波场, 如电子轨迹 309 所示。但是轨迹 310 所示的电子, 偏离轴向并且电离较早, 会滑离势阱不会被捕获。这个被称为电离诱导注入的机制在强度低至混和气体的内壳层电子的光场电离阈值时均可发生, 并且极大的增加捕获电荷。由于捕获发生在靠近空泡轴附近, 相比于源自电子鞘的自由注入, 振荡的幅度在捕获后有所降低。参考电离诱导注入的理论分析, 为了捕获在激光电场的峰值处电离的电子, 最小的激光强度必须为 $1 - \gamma_p^{-1} \leq 0.64 a_0^2$, 其中 $\gamma_p = (1 - \beta_p^2)^{-1/2}$ 为

洛仑兹因子, β_p 为等离子体尾波的相速度。为使电子在激光包络前端被捕获, 强度必须 $a_0 \geq 1.23$, 此时 $\gamma_p = 33$ 。

电子束聚焦系统 4 和光子束瞄准系统 5

如图 1a 和图 4a 所示, 所述电子束聚焦系统 4 具有提供薄层笔形波束输出的部件, 该部件采用四极永磁铁阵列。从激光等离子体加速器 3 输出的电子束 100 通过电子束聚焦系统 4 的四极永磁铁阵列准直后传播至患者 200 的病患处, 形成薄层笔形波束。该电子束聚焦系统 4 安装在等离子体加速器 3 外部的转接器 41 中, 电子束聚焦系统 4 在不破坏等离子体加速器 3 的真空情况下可进行伸缩。

图 5 展示四极永磁铁阵列结构, 由 12 块对称布置的 Halbach 型四极永磁铁 (PMQ) 43、44 组成磁铁阵列 42, 包括中心空腔 45 和外空腔 46, 以及支架 47 用于支撑和定位。

四极磁场是由四个具有高剩磁材料的径向楔形永磁铁 43 组成, 其如 $Nd_2Fe_{14}B$ 或 S_mCO 等, 其磁化方向由箭头表示。外磁场闭合由另外八个楔形永磁铁 44 形成。由于四个主要楔形块被强烈吸向四极中心, 必须借由非磁材料精密空心圆柱插入磁铁阵列 42 的中心空腔 45 和外空腔 46 来获得机械位置精度和磁场准确性。

如图 6 所示, 电子束聚焦系统 4 包括两或三组磁铁阵列 42。如图 5 所示, 二维 Halbach 型四极永磁铁 (PMQ) 的磁场梯度为 $B' = 2B_r(r_i^{-1} - r_o^{-1})$, 其中 B_r 为尖端场强度, r_i 为内孔半径, r_o 为 PMQ 的外半径。对于 PM 为 N50 级的钕铁硼型稀土磁铁 ($Nd_2Fe_{14}B$), 如果 $B_r = 1.45T$ 且 $r_i = 2.5mm$, 可得磁场梯度为 $B' = 1160[T/m](1 - 2.5/r_o[mm])$ 。

如图 6 所示, 安装在电子束聚焦系统 4 外壳 40 内的两或三组磁铁阵列 42, 组成双元组 (FD) 或三元组 (FDF) 结构。真空直线移动系统 48 与直线导轨 49 均与电子束 100 纵轴向平行且都固定在外壳 40 内部, 所有磁铁阵列 42 均穿过并且可以沿直线导轨 49 直线移动。直线移动系统 48 的数量与磁铁阵列 42 的数量一致, 并且每个直线移动系统 48 只控制一个且不同的磁铁阵列 42 沿电子束 100 纵轴向的位置, 由计算机分别调整并优化。直线导轨 49 保证磁铁阵列 42 的结构对齐及刚度。

如图 1b 和图 4b 所示, 光子束瞄准系统 5 包括安装在其内部的轫致辐射转换靶 51 和准直器 52, 由激光等离子体加速器 3 产生的电子束 101 入射到轫致辐射转换靶 51 和准直器 52 产生光子束 101。光子束瞄准系统 5 与电子束聚焦系统 4 可以通过简易方式拆装并更换使用。

机器人本体 6 和加速器腔 8

来自脉冲压缩室 22 的强激光脉冲 12 通过机器人本体 6 传播至安装在机器人本体 6 末端的加速器腔 8 中，进而聚焦到激光等离子体加速器 3 的入口，最终产生电子束 100 或光子束 101。机器人本体 6 能够操控并调整电子束 100 或光子束 101 的位置及姿态实现对患者 200 的放射性治疗。同时，在治疗床 201 的运动配合下，机器人本体 6 也能够操控所述电子束 100 实现精细扫描治疗。

激光束稳定系统 7 沿机器人本体 6 内部臂架及轴线布置，使得强激光脉冲 12 的传播方向始终与机器人各个关节的转动轴线重合。机器人本体 6 的内部为中空真空结构，由真空泵系统 24 抽至真空，以保持为 10^{-3} - 10^{-4} Pa 的压力。

机器人本体 6 具有多种形态。图 1a 是使用多关节机械臂实现机器人本体 6 的示意图。图 9 是通过并联机器人方式实现机器人本体 6 的示意图。

如图 1a 所示，所述的机器人本体 6 包括基座 60，回转台 61，回转驱动 62，第一转轴 63，第二转轴 64，臂架 65，第三转轴 66。其中回转驱动 62 安装在回转台 61 上，实现回转台 61 相对于基座 60 也就是第一转轴 63 的转动。第二转轴 64 连接回转台 61 与臂架 65 实现相对转动，第三转轴 66 连接臂架 65 与加速器腔 8 实现转动。第二转轴 64 与第三转轴 66 都采取外置的类似 62 的驱动系统。根据具体实现，转轴的数量可以增加或减少，本发明内容并不局限于此。

图 9 显示另一种并联机器人方式实现的机器人本体 6。通过多个臂架 65 和回转轴 68 的反复串联形成导光臂 67，并在导光臂 67 两端分别与脉冲压缩室 22 和加速器腔 8 连接形成彼此连通的内部中空真空结构，由真空泵系统 24 抽至真空，以保持为 10^{-3} - 10^{-4} Pa 的压力。多个并联驱动单元 69 安装在加速器腔 8 外部，可以通过商品化的电动推杆等动力元件进行实现。通过控制并联驱动单元 69 的相对长度实现对加速器腔 8，也就是电子束 100 或光子数 101，相对于患者 200 的位置及姿态调整。根据具体实现，臂架 65，回转轴 68，以及并联驱动单元 69 的数量可以不同，本发明内容并不局限于此。

如图 1a 和图 4a 所示，加速器腔 8 安装在机器人本体 6 的末端。加速器腔 8 内部主要有直线导轨 81，基座结构 82，真空窗 80，反射镜 14，离轴抛物面反射镜 15，激光等离子体加速器 3，多自由度调整台 38 和激光吸收器 39。其中基座结构 82 固定在加速器腔 8 内部，直线导轨 81 安装在基座结构 82 上，由此防止直线导轨 81 在加速器腔 8 抽至真空时变形。反射镜 14，离轴抛物面反射镜 15，激光等离子体加速器 3，多自由度调整台 38 和激光吸收器 39 均同轴方式安装在直线导轨 81 上，使得横向和纵向对齐容易

调节并确保精度。其中反射镜 14 位于强脉冲激光 12 的入口对面，离轴抛物面反射镜 15 位于加速器腔 8 的顶部，激光等离子体加速器 3 安装在多自由度调整台 38 的上方，激光吸收器 39 安装在多自由度调整台 38 的底部，激光等离子体加速器 3 和多自由度调整台 38 以及激光吸收器 39 共同位于加速器腔 8 的底部，强脉冲激光 12 进入加速器腔 8 后由反射镜 14 反射到离轴抛物面反射镜 15 并在激光等离子体加速器 3 的入口处聚焦。真空窗 80 安装在加速器腔 8 底部出口，以把真空光学系统和激光等离子体加速器 3 相对于外部空气和患者 200 分隔开。因为角度的明显扩散将影响光束性能和临床准确度，真空窗 80 使用例如铍等低原子序数元素的薄箔。

激光束稳定系统 7

由于机器人本体 6 的运动和弹性形变导致的真空光学系统的偏准可通过激光束稳定系统 7 进行纠正，如图 1a 和图 8 所示。强激光脉冲 12 在脉冲压缩室 22 内从固定反射镜 28 传输到由反射镜 13、14 和离轴抛物面反射镜 15 等组成的真空光学系统后到达激光等离子体加速器 3 的入口。反射镜 13 用于调整强脉冲激光 12 的传播方向，与强脉冲激光 12 的传播轴成 45 度角布置。例如氩氦激光的激光源 70 提供校准光束 71。使用 CCD 摄像头 72 检测各个反射镜透射出来的校准光束 71 的位置。通常，一旦机器人本体 6 的运动或弹性形变导致校准光束 71 在某个反射镜处有位移，该反射镜将会通过集成在反射镜支架 73 上的两个或三个精密电机 74，例如压电电机，来调整其自身的位置和姿态，以保证强脉冲激光 12 能够准确的对焦到激光等离子体加速器 3 的入口，如图 7a 和 7b 所示。这个检测激光束在每个反射镜上的位置然后校正相应反射镜的位置和姿态的过程将一直被重复直至激光束位置稳定。

在本发明的激光等离子体加速器驱动的超高能电子束或光子束放射治疗机器人系统的具体实施例中，根据具体要求，提供了不同电子束能量，例如：50 兆电子伏、100 兆电子伏、150 兆电子伏、200 兆电子伏和 250 兆电子伏。电子束电量的要求是由放射治疗计划决定的，例如，10cc 肺肿瘤的治疗需要 100 兆电子伏电子在 1 秒内 10 戈瑞的剂量。由此可以推算出包括强激光脉冲 12 的波长或能量，以及激光等离子体加速器 3 在内的各种具体参数要求。本发明内容并不局限于具体的技术参数配置。

以上对本发明的具体实施例进行了描述。需要理解的是，本发明并不局限于上述特定实施方式，本领域技术人员可以在权利要求的范围内做出各种变形或修改，这并不影响本发明的实质内容。

权利要求书

1、一种超高能电子束或光子束放射治疗机器人系统，其特征在于，包括以下部分：
激光驱动系统，形成强激光脉冲；

激光等离子体加速器，激光驱动系统产生的强激光脉冲被引导并聚焦到激光等离子体加速器，从而产生电子束；

电子束聚焦系统，用于将来自激光等离子体加速器的电子束导向到患者病患处，从而进行超高能电子束放疗；

光子束瞄准系统，用于把来自激光等离子体加速器的电子束产生治疗用的高能光子束；

机器人本体，其内设有真空光学系统，所述强激光脉冲在真空光学系统中被引导并聚焦到上述激光等离子体加速器；

激光束稳定系统，在真空光学系统中监控激光束位置并纠正它们的误差。

2、根据权利要求 1 所述的一种超高能电子束或光子束放射治疗机器人系统，其特征在于，所述激光等离子体加速器包括：

充有混合气体的第一气室，用来电离气体产生等离子体和电子；

充有纯净氢气或氦气的第二气室，用来加速电子；

气体流量控制系统；

激光驱动系统输出的强激光脉冲由球面反射镜或离轴抛物面反射镜聚焦后进入激光等离子体加速器，强激光脉冲在第一气室电离混合气体产生等离子体和电子、强激光脉冲在第二气室继续产生并加速电子，气体流量控制系统分别以不同的压力控制并输送气体进入第一气室和第二气室中。

3、根据权利要求 2 所述的一种超高能电子束或光子束放射治疗机器人系统，其特征在于，所述激光等离子体加速器的第二气室长度由动力元件驱动波纹管结构来调整以控制电子束能量。

4、根据权利要求 1-3 任一项所述的一种超高能电子束或光子束放射治疗机器人系统，其特征在于，所述激光等离子体加速器的位姿对准通过多自由度调整台来完成。

5、根据权利要求 1 所述的一种超高能电子束或光子束放射治疗机器人系统，其特征在于，所述电子束聚焦系统具有提供薄层笔形波束输出的四极永磁铁阵列结构。

6、根据权利要求 1 或 5 所述的一种超高能电子束或光子束放射治疗机器人系统，

其特征在于，所述电子束聚焦系统在不破坏等离子体加速器的真空情况下可进行伸缩。

7、根据权利要求 6 所述的一种超高能电子束或光子束放射治疗机器人系统，其特征在于，所述电子束聚焦系统和光子束瞄准系统为可拆卸安装方式，方便拆装和更换使用。

8、根据权利要求 1 所述的一种超高能电子束或光子束放射治疗机器人系统，其特征在于，所述机器人本体末端设有加速器腔，激光等离子体加速器安装于加速器腔内，来自激光驱动系统的强激光脉冲通过机器人本体传播至加速器腔中，进而聚焦到激光等离子体加速器的入口，最终产生电子束或光子束。

9、根据权利要求 1 或 8 所述的一种超高能电子束或光子束放射治疗机器人系统，其特征在于，所述机器人本体是多关节机械臂或并联机器人或机器人转台，所述机器人本体可以从多个方向向患者病患部位传播电子束或光子束，并能够结合治疗床和激光束稳定系统，提供笔形线束的光栅扫描。

10、根据权利要求 1-3 任一项所述的一种超高能电子束或光子束放射治疗机器人系统，其特征在于，所述激光束稳定系统沿机器人本体内部臂架及轴线布置，用以监控激光束位置并纠正误差，使得强激光脉冲的传播方向始终与机器人各个关节的转动轴线重合。

11、根据权利要求 1-3 任一项所述的一种超高能电子束或光子束放射治疗机器人系统，其特征在于，所述的激光等离子体加速器、真空光学系统、激光束稳定系统均安装在真空环境中，并且所述的机器人本体内部为中空真空结构，由真空泵系统保持其一定的真空压力。

12、根据权利要求 1-3 任一项所述的一种超高能电子束或光子束放射治疗机器人系统，其特征在于，电子束或光子束放射照射的时长从单脉冲照射到连续照射可控，该时长快于人体的呼吸间隔，或者小于心跳间隔，或者小于激光驱动脉冲的单个脉冲脉宽。

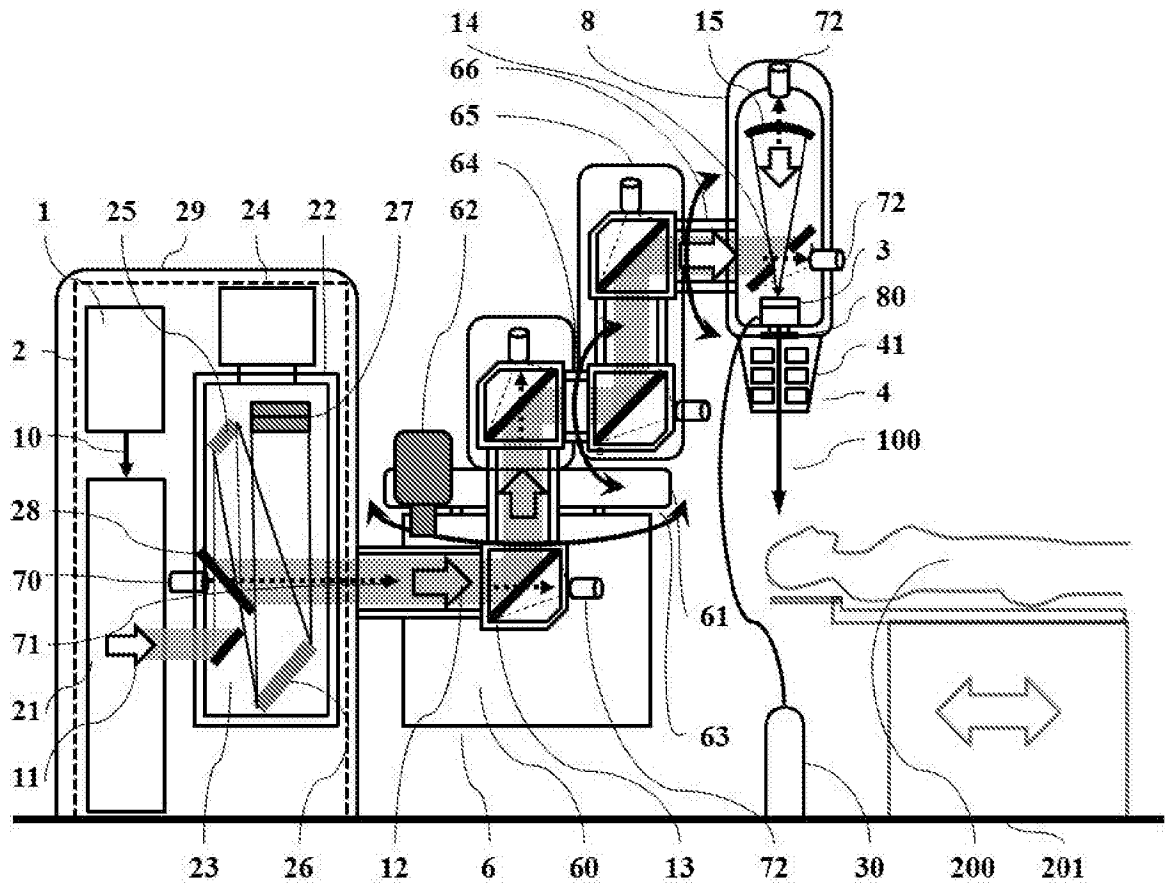


图 1a

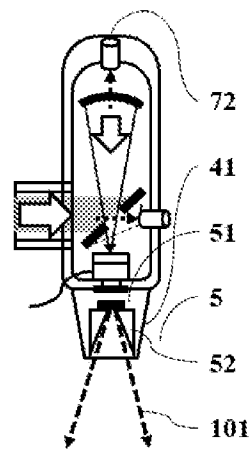


图 1b

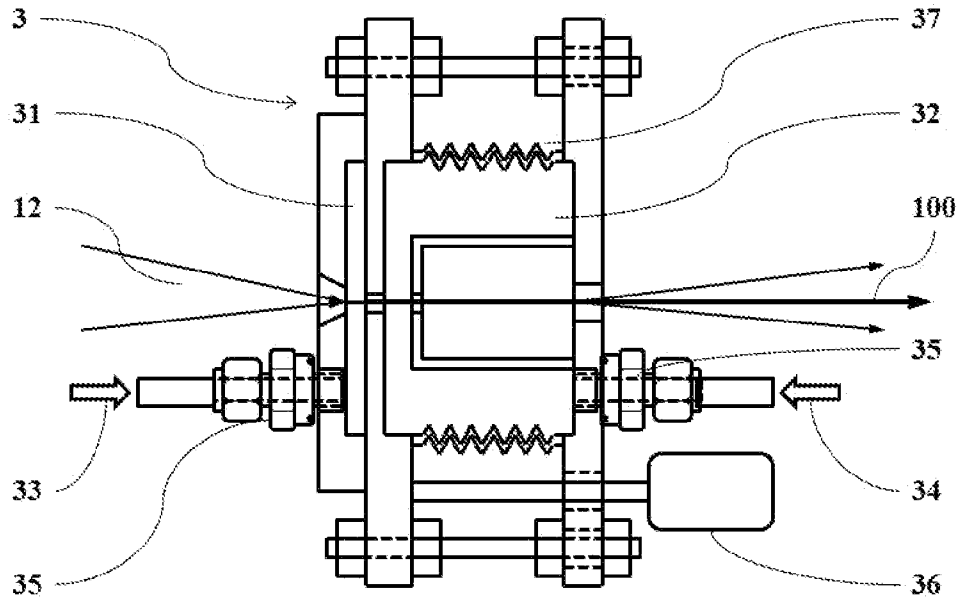


图 2

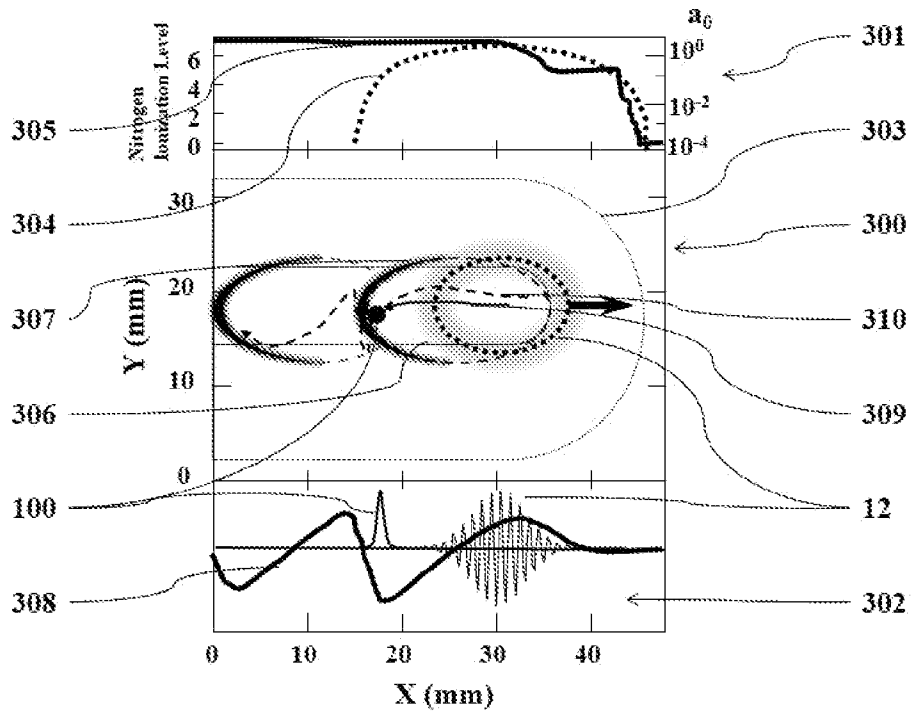


图 3

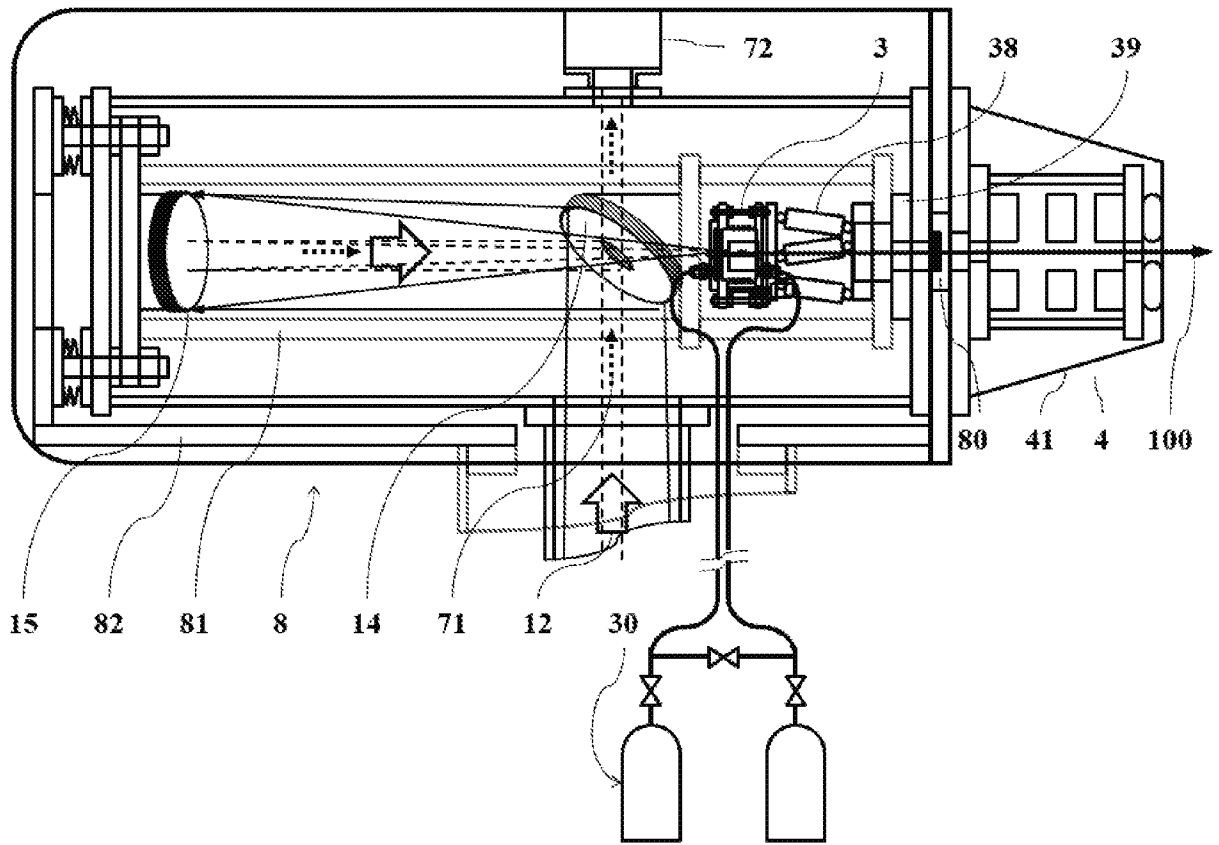


图 4a

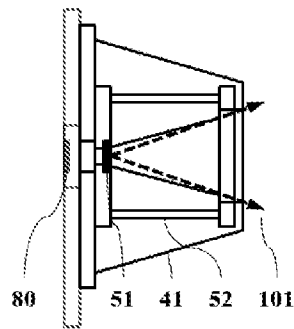


图 4b

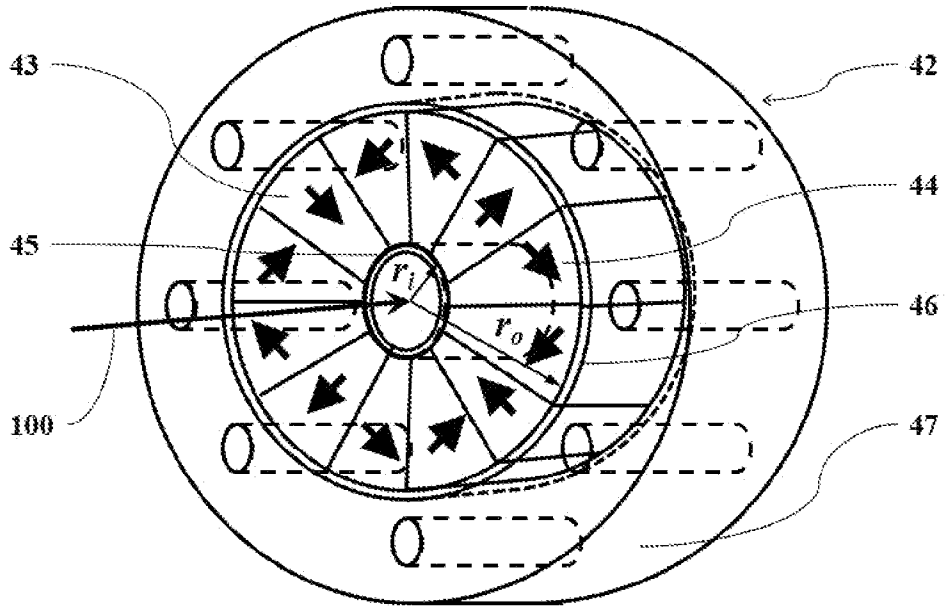


图 5

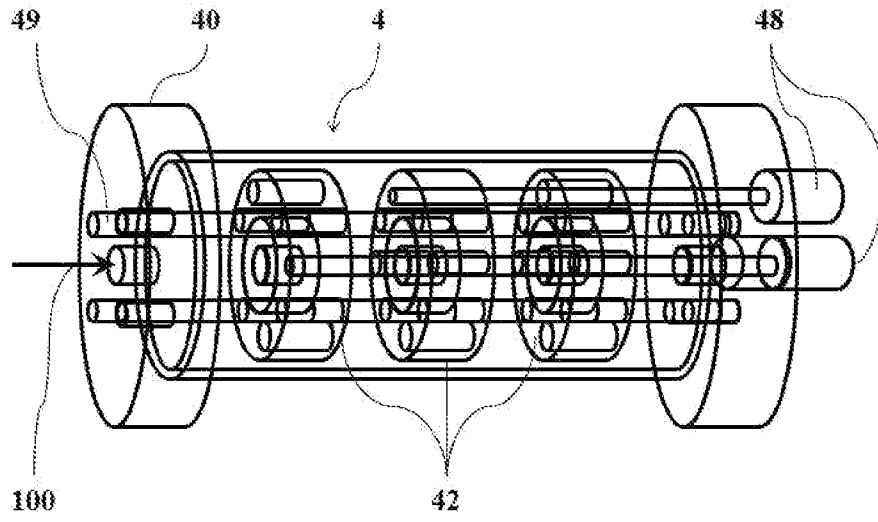


图 6

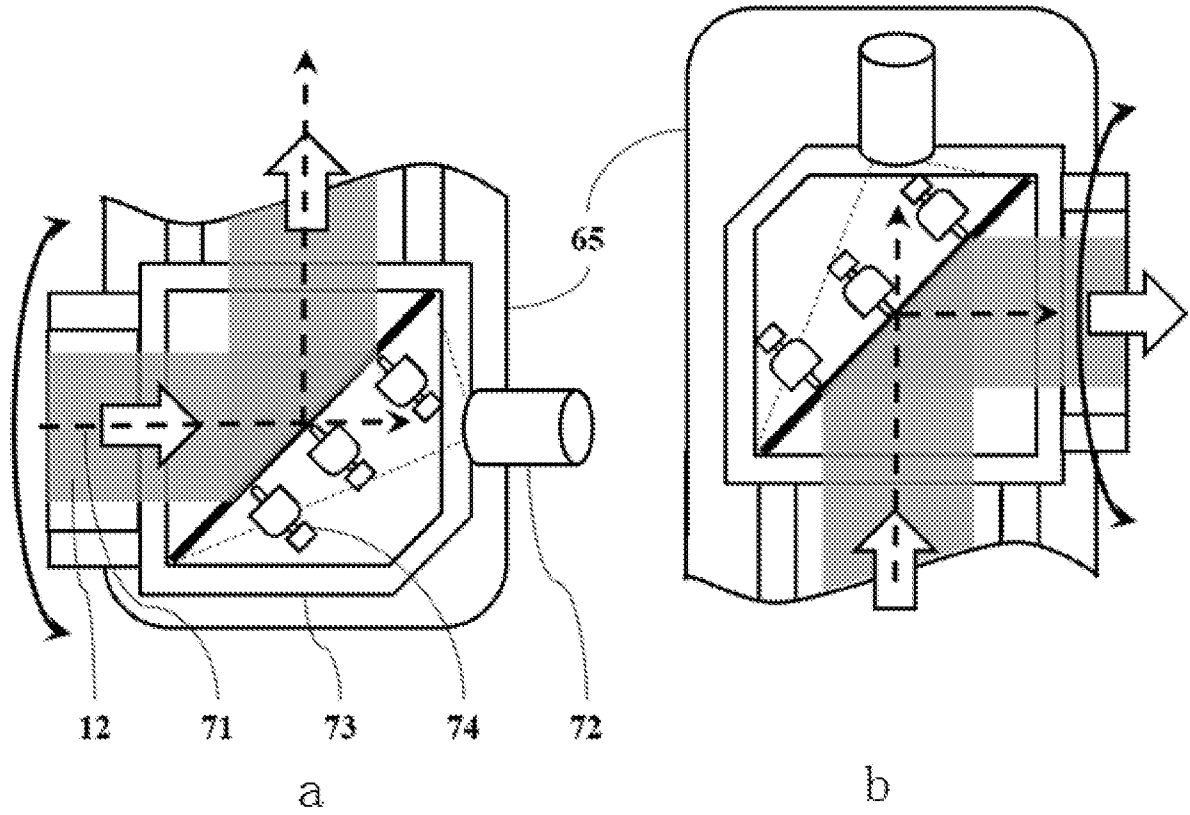


图 7

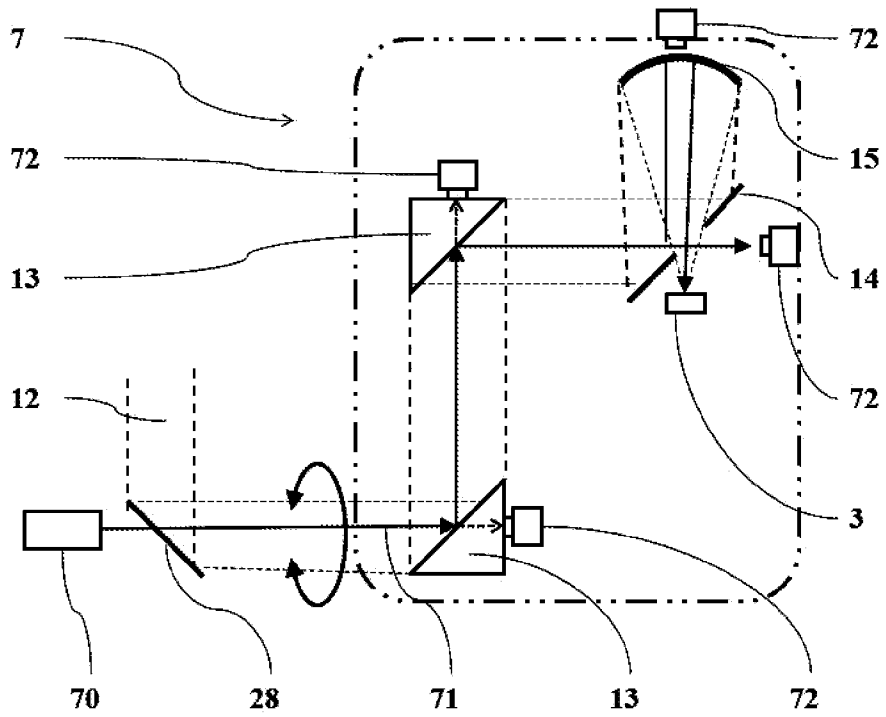


图 8

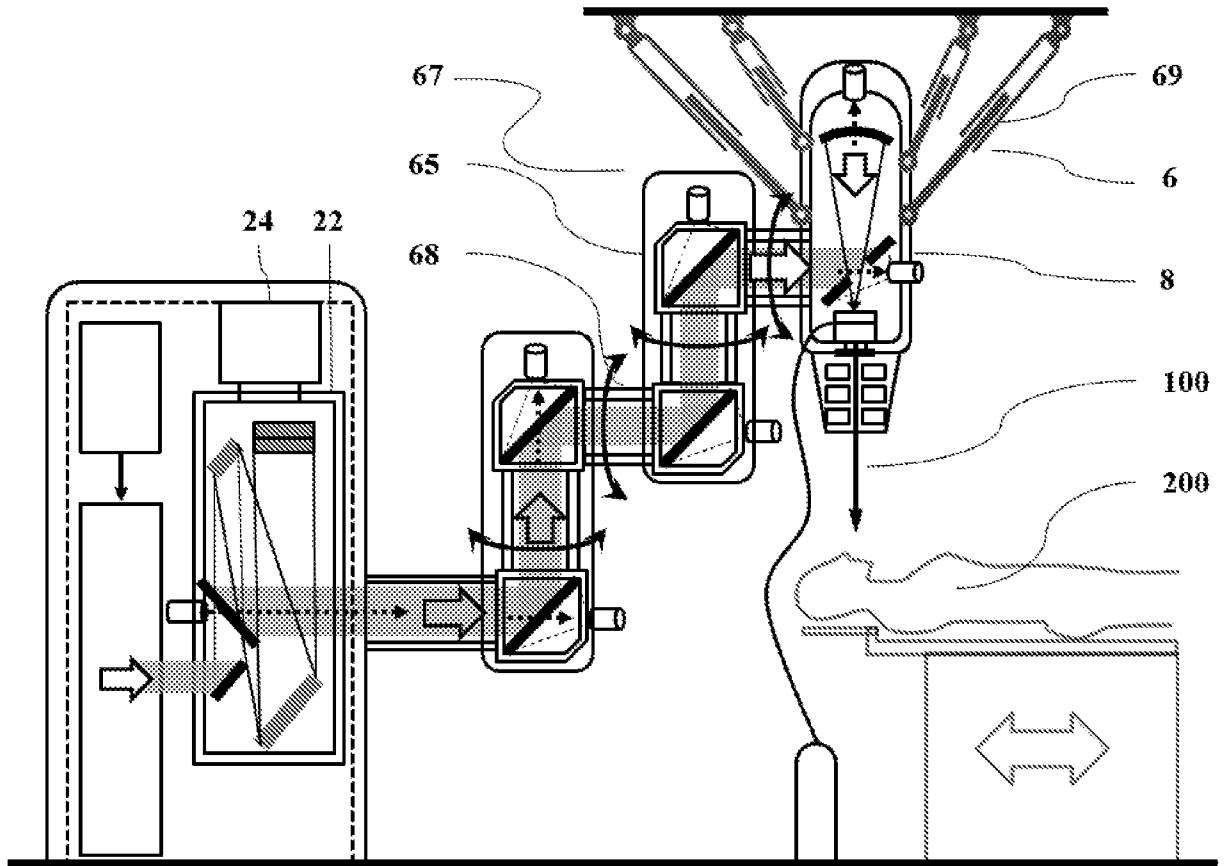


图 9

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2014/085119

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61N 5/06 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61N; H05H

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNXTX, DWPI, SIPOABS: treatment, electron, photon, plasma, accelerator, high energy

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2013133936 A1 (THE BOARD OF TRUSTEES OF THE LELAND STANFORD JUNIOR UNIVERSITY) 12 September 2013 (12.09.2013) description, paragraphs [0050] to [0062], [0078] and [0087], and figure 8	1-12
Y	CN 103745760 A (UNIVERSITY SHANGHAI JIAOTONG) 23 April 2014 (23.04.2014) description, paragraphs [0044] to [0090], and figures 1, 3, 6 and 7	1-12
A	CN 101237908 A (SUMINI MARCO et al.) 06 August 2008 (06.08.2008) the whole document	1-12
A	CN 102113419 A (BALAKIN VLADIMIR YEGOROVICH) 29 June 2011 (29.06.2011) the whole document	1-12

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</p> <p>“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p>	<p>“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone</p> <p>“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art</p> <p>“&” document member of the same patent family</p>
---	---

Date of the actual completion of the international search

20 January 2015

Date of mailing of the international search report

28 January 2015

Name and mailing address of the ISA
 State Intellectual Property Office of the P. R. China
 No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao
 Haidian District, Beijing 100088, China
 Facsimile No. (86-10) 62019451

Authorized officer

PANG, Na

Telephone No. (86-10) 62411920

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2014/085119

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date		
WO 2013133936 A1	12 September 2013	US 2013231516 A1	05 September 2013		
		US 2014135563 A1	15 May 2014		
		US 8618521 B2	31 December 2013		
CN 103745760 A	23 April 2014	None			
CN 101237908 A	06 August 2008	US 2009202040 A1	13 August 2009		
		CN 101237908 B	21 March 2012		
		EP 1919560 A1	14 May 2008		
		WO 2007017177 A1	15 February 2007		
		JP 2009502380 A	29 January 2009		
		ITVE 20050037 A1	05 February 2007		
		RU 2416439 C2	20 April 2011		
		RU 2008108090 A	10 September 2009		
		IT 1358776 B	08 April 2009		
		CN 102113419 A	29 June 2011	WO 2009142549 A3	22 April 2010
				US 7953205 B2	31 May 2011
				US 8901509 B2	02 December 2014
				WO 2009142549 A2	26 November 2009
IN 201004464 P2	25 November 2011				
US 2010128846 A1	27 May 2010				
EP 2283713 A2	16 February 2011				
US 2011118531 A1	19 May 2011				
		HK 1154163 A0	20 April 2012		

<p>A. 主题的分类</p> <p>A61N 5/06 (2006.01) i</p> <p>按照国际专利分类 (IPC) 或者同时按照国家分类和 IPC 两种分类</p>																	
<p>B. 检索领域</p> <p>检索的最低限度文献 (标明分类系统和分类号)</p> <p>A61N; H05H</p> <p>包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献</p> <p>在国际检索时查阅的电子数据库 (数据库的名称, 和使用的检索词 (如使用))</p> <p>CNTXT, DWPI, SIPOABS: 治疗, 医疗, 放疗, 电子, 光子, 等离子, 加速, 高能, treatment, electron, photon, plasma, accelerator, high energy</p>																	
<p>C. 相关文件</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>类型*</th> <th>引用文件, 必要时, 指明相关段落</th> <th>相关的权利要求</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Y</td> <td>WO 2013133936 A1 (THE BOARD OF TRUSTEES OF THE LELAND STANFORD JUNIOR UNIVERSITY) 2013年 9月 12日 (2013 - 09 - 12) 说明书第50段-第62段、第78段、第87段以及图8</td> <td>1-12</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>CN 103745760 A (上海交通大学) 2014年 4月 23日 (2014 - 04 - 23) 说明书第44段-第90段以及图1、3、6、7</td> <td>1-12</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 101237908 A (马尔科 苏米尼等) 2008年 8月 06日 (2008 - 08 - 06) 全文</td> <td>1-12</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 102113419 A (弗拉迪米尔 叶戈罗维奇 巴拉金) 2011年 6月 29日 (2011 - 06 - 29) 全文</td> <td>1-12</td> </tr> </tbody> </table>			类型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求	Y	WO 2013133936 A1 (THE BOARD OF TRUSTEES OF THE LELAND STANFORD JUNIOR UNIVERSITY) 2013年 9月 12日 (2013 - 09 - 12) 说明书第50段-第62段、第78段、第87段以及图8	1-12	Y	CN 103745760 A (上海交通大学) 2014年 4月 23日 (2014 - 04 - 23) 说明书第44段-第90段以及图1、3、6、7	1-12	A	CN 101237908 A (马尔科 苏米尼等) 2008年 8月 06日 (2008 - 08 - 06) 全文	1-12	A	CN 102113419 A (弗拉迪米尔 叶戈罗维奇 巴拉金) 2011年 6月 29日 (2011 - 06 - 29) 全文	1-12
类型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求															
Y	WO 2013133936 A1 (THE BOARD OF TRUSTEES OF THE LELAND STANFORD JUNIOR UNIVERSITY) 2013年 9月 12日 (2013 - 09 - 12) 说明书第50段-第62段、第78段、第87段以及图8	1-12															
Y	CN 103745760 A (上海交通大学) 2014年 4月 23日 (2014 - 04 - 23) 说明书第44段-第90段以及图1、3、6、7	1-12															
A	CN 101237908 A (马尔科 苏米尼等) 2008年 8月 06日 (2008 - 08 - 06) 全文	1-12															
A	CN 102113419 A (弗拉迪米尔 叶戈罗维奇 巴拉金) 2011年 6月 29日 (2011 - 06 - 29) 全文	1-12															
<p><input type="checkbox"/> 其余文件在C栏的续页中列出。</p> <p><input checked="" type="checkbox"/> 见同族专利附件。</p>																	
<p>* 引用文件的具体类型:</p> <table border="0"> <tr> <td>“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件</td> <td>“T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件</td> </tr> <tr> <td>“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利</td> <td>“X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性</td> </tr> <tr> <td>“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件 (如具体说明的)</td> <td>“Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性</td> </tr> <tr> <td>“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件</td> <td>“&” 同族专利的文件</td> </tr> <tr> <td>“P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件</td> <td></td> </tr> </table>			“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件	“T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件	“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利	“X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性	“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件 (如具体说明的)	“Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性	“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件	“&” 同族专利的文件	“P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件						
“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件	“T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件																
“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利	“X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性																
“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件 (如具体说明的)	“Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性																
“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件	“&” 同族专利的文件																
“P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件																	
<p>国际检索实际完成的日期</p> <p>2015年 1月 20日</p>	<p>国际检索报告邮寄日期</p> <p>2015年 1月 28日</p>																
<p>ISA/CN的名称和邮寄地址</p> <p>中华人民共和国国家知识产权局 (ISA/CN) 北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088 中国</p> <p>传真号 (86-10)62019451</p>	<p>受权官员</p> <p>庞娜</p> <p>电话号码 (86-10)62411920</p>																

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2014/085119

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利			公布日 (年/月/日)
WO	2013133936	A1	2013年 9月 12日	US	2013231516	A1	2013年 9月 05日
				US	2014135563	A1	2014年 5月 15日
				US	8618521	B2	2013年 12月 31日

CN	103745760	A	2014年 4月 23日	无			

CN	101237908	A	2008年 8月 06日	US	2009202040	A1	2009年 8月 13日
				CN	101237908	B	2012年 3月 21日
				EP	1919560	A1	2008年 5月 14日
				WO	2007017177	A1	2007年 2月 15日
				JP	2009502380	A	2009年 1月 29日
				IT	VE20050037	A1	2007年 2月 05日
				RU	2416439	C2	2011年 4月 20日
				RU	2008108090	A	2009年 9月 10日
				IT	1358776	B	2009年 4月 08日

CN	102113419	A	2011年 6月 29日	WO	2009142549	A3	2010年 4月 22日
				US	7953205	B2	2011年 5月 31日
				US	8901509	B2	2014年 12月 02日
				WO	2009142549	A2	2009年 11月 26日
				IN	201004464	P2	2011年 11月 25日
				US	2010128846	A1	2010年 5月 27日
				EP	2283713	A2	2011年 2月 16日
				US	2011118531	A1	2011年 5月 19日
				HK	1154163	A0	2012年 4月 20日

表 PCT/ISA/210 (同族专利附件) (2009年7月)