

✧ 医学物理与工程学

Impact of MRI fringe magnetic field on radiation beam characteristics of electron guns in real time MRI-guided radiotherapy

MAO Lingli, LIU Chunbo, PEI Xi*, Xie George XU

(Center of Radiological Medical Physics, School of Physical Science, University of Science and Technology of China, Hefei 230025, China)

[Abstract] **Objective** To investigate the impact of MR fringe magnetic field on the electron beam characteristics of the electron gun in the MRI-guided radiotherapy (MRIGRT). **Methods** Electromagnetic field analysis software was used to simulate the beam characteristics of both Litton L2087 electron gun and Varian 600C electron gun under different magnetic field strengths for the in-line MRIGRT configuration. **Results** Two electron guns exhibited qualitatively similar behavior in the fringe magnetic field. As field strength increased, the current emitted by the cathode increased slowly, which could increase up to 2.72% and 1.93% from the original value without external magnetic field for Litton L2087 and Varian 600C electron gun, respectively. The current at the anode exit started to decrease after the initial plateau, and after reaching a minimum value, the current started to increase slowly, and the current loss could reach up to 80.25% and 73.48% of the initial value, respectively. At high values of the field strength, the beam radius changed periodically. Beam root mean square emittance fluctuated under different magnetic field strengths. **Conclusion** For in-line MRIGRT configuration, the fringe magnetic field can affect the trajectory of the beam and cause a large amount of current loss in the electron gun, and the beam RMS emittance varies greatly.

[Keywords] electron gun; fringe magnetic field; in-line configuration; radiotherapy; magnetic resonance imaging

DOI:10.13929/j.1003-3289.201807094

实时 MRI 引导放射治疗中边缘磁场对电子枪束流特性的影响

毛玲丽, 刘春波, 裴曦*, 徐榭

(中国科学技术大学物理学院放射医学物理中心, 安徽 合肥 230025)

[摘要] **目的** 观察实时 MRI 引导放射治疗(MRIGRT)系统中 MR 边缘磁场对电子枪束流特性的影响。**方法** 以电磁场仿真软件模拟平行配置 MRIGRT 系统中 1.5T MR 不同边缘磁场下 Varian 600C 电子枪和 Litton L2087 电子枪的束流特性。**结果** 2 款电子枪在磁场中的整体表现一致。随磁感应强度增大, Litton L2087 和 Varian 600C 电子枪电流分别缓慢增加至无磁场时的 2.72% 和 1.93%。电子枪阳极出口处电流在经历初始稳定水平后开始减少, 达到最小值后电流缓慢增加, 电流损失最大分别可达 80.25% 和 73.48%; 高场强处, 束流半径出现周期性变化; 束流均方根发射度存在波动。**结论** 平行配置的 MRIGRT 系统中, 边缘磁场会对电子枪束流轨迹产生影响, 导致大量电流损失, 均方根发射度变化巨大。

[关键词] 电子枪; 边缘磁场; 平行配置; 放射疗法; 磁共振成像

[中图分类号] R815.6; R445.2 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1003-3289(2019)03-0433-06

[基金项目] 国家自然科学基金面上项目(11575180)、国家重点研发计划(2017YFC0107500)、安徽省重点研究与开发计划(1804a09020039)。

[第一作者] 毛玲丽(1993—), 女, 江苏南通人, 在读博士。研究方向: MRI 引导多粒子放疗。E-mail: maoll@mail.ustc.edu.cn

[通信作者] 裴曦, 中国科学技术大学物理学院放射医学物理中心, 230025。E-mail: xpei@ustc.edu.cn

[收稿日期] 2018-07-12 **[修回日期]** 2018-11-26

实时 MRI 引导放射治疗(MRI-guided radiotherapy, MRIgRT)系统是一种集成 MR 扫描仪和用于放射治疗的电子直线加速器(或其他类型的放射治疗机)的图像引导放射治疗形式^[1-2]。对于光子放射治疗,电子直线加速器位于 MR 边缘磁场范围内,运行时易受磁场干扰。解决 MR 与电子直线加速器之间的电磁耦合问题是实现 MRIgRT 所面临的挑战^[3]。电子枪中慢速运动的电子磁刚度较小,对外部磁场敏感;电子枪作为直线加速器的粒子源部件,后续束流品质均取决于电子枪输出的电子束。因此,MR 边缘磁场对直线加速器中电子枪束流的影响是研究 MRIgRT 的关键。

Litton L2087 及 Varian VTC6364 型^[4]电子枪阳极存在尖端,易发生电场击穿。加拿大交叉癌症研究所(Cross Cancer Institute, CCI)以 Varian 600C 的实验测量值为边界条件,自主设计电子枪结构,但假设平行配置的高场强边缘磁场以及垂直配置的边缘磁场均匀,与实际情况存在偏差^[5-7]。有研究^[3]采用激光扫描 Varian TrueBeam 直线加速器的方式设计新款栅控电子枪,以确保电子枪几何结构及束流参数与实际相符,但将边缘磁场设为均匀磁场可能影响最终结果的准确性。目前国内关于医疗直线加速器电子枪的研究主要是无磁场时电子枪的结构设计,关于磁场中电子枪束流特性的研究鲜见。本研究根据 MATLAB 软件拟合获得 1.5T MR(GE Signa Creator)边缘磁场三维分布图,设计符合 Varian 600C 电流电压值的电子枪,并将磁场分布加入电子枪模型,分析其与经典 Litton L2087 电子枪在距离 MR 中心点不同位置处边缘磁场下的束流特性。

1 模型与方法

既往关于 MRIgRT 的研究中,MR 主磁场强度为 0.35T^[8]、0.5T^[9]、1.5T^[10-11]及 1.0T^[12]。本研究采用

主磁场强度为 1.5T 的 MR 和直线加速器平行配置模式。图 1 为平行配置 MRIgRT 装置示意图,电子枪位于直线加速器内部,直线加速器的束流从 MRI 磁体的中间孔射入,黄色实线为 MR 磁场的主磁场磁力线,红色实线为从直线加速器中射出的治疗束。主磁力线与治疗束平行的配置模式即平行配置。

1.1 MR 边缘磁场分布模拟方法 采用 GE Signa Creator 1.5T MR 的磁场分布作为模拟磁场输入。设置电子枪与 MR 中心点的距离为 1.3~3.0 m,选取离 MR 中心点(O 点)1.3 m 的圆柱形为边缘磁场区域,半径 0.1 m,高 1.7 m(图 2)。

由于磁场在柱坐标系中具有轴对称性,而模拟中的边缘磁场区域邻近对称轴,故边缘磁场区域磁感应强度在柱坐标系的径向分量和轴向分量可表示为对称轴处轴向磁场分量 $B_z(0, z)$ 的函数^[13]:

$$B_r(r, z) = -\frac{r}{2} \frac{\partial B_z(0, z)}{\partial z} + \frac{r^3}{16} \frac{\partial^3 B_z(0, z)}{\partial z^3} \dots \quad (1)$$

$$B_z(r, z) = B_z(0, z) - \frac{r^2}{4} \frac{\partial^2 B_z(0, z)}{\partial z^2} + \dots \quad (2)$$

笛卡尔坐标系下三维磁场分布的解为:

$$B_x(x, y, z) = \pm B_r \cdot \frac{1}{x \sqrt{1 + (y/x)^2}} \quad (3)$$

$$B_y(x, y, z) = \pm B_r \cdot \frac{y}{x \sqrt{1 + (y/x)^2}} \quad (4)$$

$$r = \sqrt{x^2 + y^2} \quad (5)$$

其中±由磁场所处的象限决定。

1.2 电子枪设计与模拟方法 目前医用电子直线加速器最常用的电子发射方式为热阴极电子发射,即电子枪阴极受热使表面电子能量增加,当动能大于逸出功时,电子会从阴极表面发射,在电场力的作用下引出

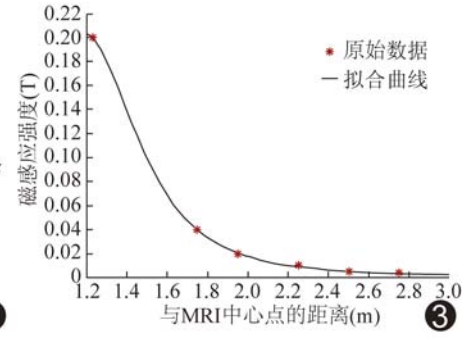
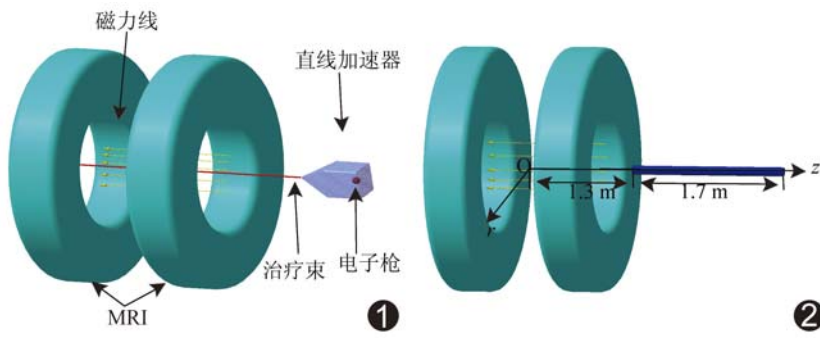


图 1 平行配置的 MRIgRT 示意图 图 2 边缘磁场区域 O 点为 MRI 中心点,即系统坐标原点,2 个浅蓝色圆环代表 MRI 磁体,黄色实线为 MRI 的主磁场磁力线,深蓝色圆柱体表示电子枪可能存在的空间范围 图 3 对称轴处的点与 MRI 中心点的距离与磁感应强度关系图

成形。电子电流密度为^[14]：

$$J = \frac{4\epsilon_0}{9d^2} \sqrt{\frac{2e_0}{m_0}} V^{3/2} \quad (6)$$

其中, ϵ_0 是真空中介电常数, d 是模拟中考虑的采样距离, e_0 和 m_0 分别是电子电荷和电子质量, V 是电子枪电极之间的电位差, J 是空间电荷限制流的极限电流密度。

本研究设计的 Varian 600C 临床直线加速器电子枪与经典 Litton L2087 电子枪均为常规二级枪结构, 由阴极、聚焦极及阳极组成, 采用热阴极电子发射方式。有研究^[4]对经典 Litton L2087 电子枪提出物理几何形状和测量输出。有学者^[5]测得 Varian 600C 电子枪阴极发射电流为 (0.36 ± 0.01) A, 阴极电压为 (-30.8 ± 0.2) kV。本研究采用 -30.8 kV 作为阴极和聚焦极的初始电压, 阳极接地, 阴极射出具有 2 eV 初始能量的均匀电子束流, 调整电子枪阴极半径、聚焦极张角、聚焦极圆角半径、聚焦极半径、阳极半径、阳极鼻锥圆角半径、阳极孔径、阳极与阴极的距离以优化电子枪结构, 使得 Varian 600C 电子枪束流轨迹收敛, 阴极发射电流满足 (0.36 ± 0.01) A 的要求。

2 结果

2.1 MR 边缘磁场分布结果

磁场中模拟电子枪束流需边缘磁场区域任意位置的三维磁感应强度矢量分量。拟合获得对称轴处轴向磁场分量的公式为：

$$B_z(0, z) = 0.013 \ 355 \ 4 \times [(z - 1.185 \ 1)^2 + 0.163 \ 4]^{-3/2} \quad (7)$$

z 为边缘磁场中某点与 MRI 中心点的纵向距离, 单位为米 (m); $B_z(0, z)$ 为电子枪在边缘磁场对称轴处的轴向磁感应强度, 单位为特斯拉 (T)。图 3 为磁感应强度拟合图, 散点表示原始数据, 实线代表拟合的磁感应强度。 R^2 为 $0.999 \ 96$, 最大相对百分误差在 0.01 T 磁场点处 (即电子枪发射面与 MRI 中心点的距离为 2.25 m), 为 9.6% ; 其他点误差不足 5.5% 。拟合后磁场在对称

轴处的轴向磁场分量为 $0.002 \ 1 \sim 0.180 \ 0$ T。

将式 (7) 带入式 (1) 和式 (2) 中, 分别获得边缘磁场区域磁感应强度分布的径向和轴向分量, 见图 4, 其中平行配置的 MRIgRT 的径向磁场分量在对称轴处最小, 远离对称轴且靠近中心点时磁感应强度增大; 纵向磁场分量在同一纵向坐标不同半径位置处基本不变, 电子枪位置越靠近中心点磁感应强度越大; 同一位置处, 磁场的轴向分量大于径向分量。

2.2 电子枪设计与模拟结果 Litton L2087 电子枪在电磁仿真软件中的三维仿真剖面见图 5, 通过模拟获得的电流值为 0.567 A, 与既往研究^[15]提供的实验值误差为 3.09% 。

根据电流电压参数设计的 Varian 600C 电子枪几何结构剖面见图 6A, 其方向最大尺寸为 43 mm, 垂直方向最大尺寸为 106 mm; 阴极发射电流为 0.353 A, 满足 Varian 600C 的电流要求。图 6B 可见电子束能量从阴极到阳极逐渐增加, 从阳极出口射出的电子束能

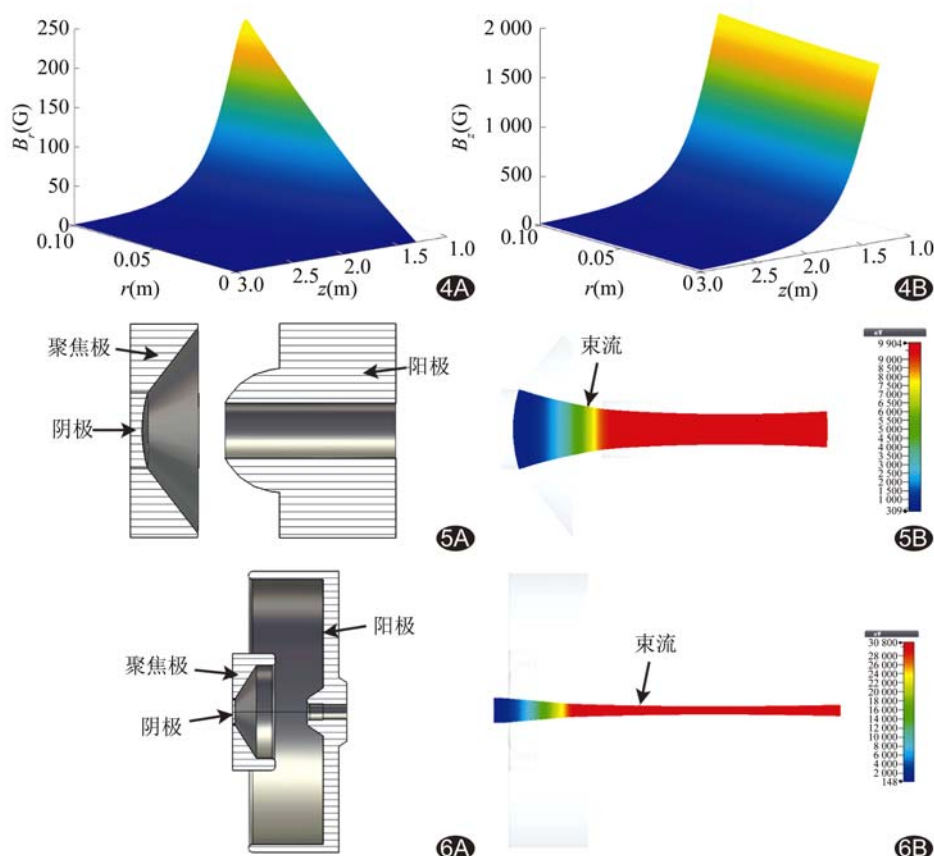


图 4 MRI 边缘磁场空间分布图 A. 边缘磁场强度的径向分量; B. 边缘磁场强度的轴向分量

图 5 Litton L2087 电子枪示意图 A. 电子枪的几何结构剖面图; B. 无外部磁场时电子枪中束流的轨迹图, 右侧色标对应不同的电子能量

图 6 Varian 600C 电子枪示意图 A. 电子枪的几何结构剖面图; B. 无外部磁场时电子枪中束流的轨迹图, 右侧色标对应不同的电子能量

量在飞行过程中逐渐减少。电子枪射程为 50 mm, 注腰半径为 1.4 mm; 阳极出口束流的平均能量为 30.8 keV, 横向均方根发射度为 1.94 mm-mrad, 束斑半径约为 1.8 mm。

2.3 边缘磁场对电子枪中束流的影响分析 当三维分布的边缘磁场加入电子枪时, 其束流特性发生改变。

2.3.1 Litton L2087 电子枪

图 7A 为不同 MR 边缘磁场作用下 Litton L2087 电子枪的电流分布图, 电子枪阴极发射的电流随磁场增大而略微增加, $B_z = 0.180\ 0\ \text{T}$ 时阴极发射出的电流达 0.582 4 A, 比无磁场时增加 2.72%。由于平行磁场可消除阴极表面附近的空間电荷, 使后者效应减弱, 导致电子枪阴极表面发射出更多的电子。 B_z 为 0.002 1~0.011 7 T 时, 束流与阳极相互作用损失的电流为 0 (图 8A、8B)。 B_z 增加至 0.057 2 T 时, 电子因轰击到阳极漂移管使电流损失逐渐增加, 电子枪阳极出口电流逐渐减少, 从电子枪阳极射出电流达最小值为 0.112 A, 电流比无磁场时电子枪阳极出口电流减少 80.25% (图 8C)。 B_z 为 0.057 2~0.180 0 T 时, 阳极出口电流随磁感应强度增大逐渐增至 0.226 A, 电流比无磁场时减少 60.14%, 主要是由于电子回旋运动半径与外部磁感应强度大小成反比, 电子回旋运动半径减小, 与阳极漂移管作用的电子更少, 导致阳极出口电流轻微增加。在高磁感应强度时, 由于洛伦兹力作用, 束流粒子间的空間电荷相互作用并非处于完全平衡状态。当束流半径最大时, 洛伦兹力占主导地位, 导致束流聚焦; 相反, 束流半径最小时, 空間电荷相互作用占主导地位; 故束流开始发散, 导致束流

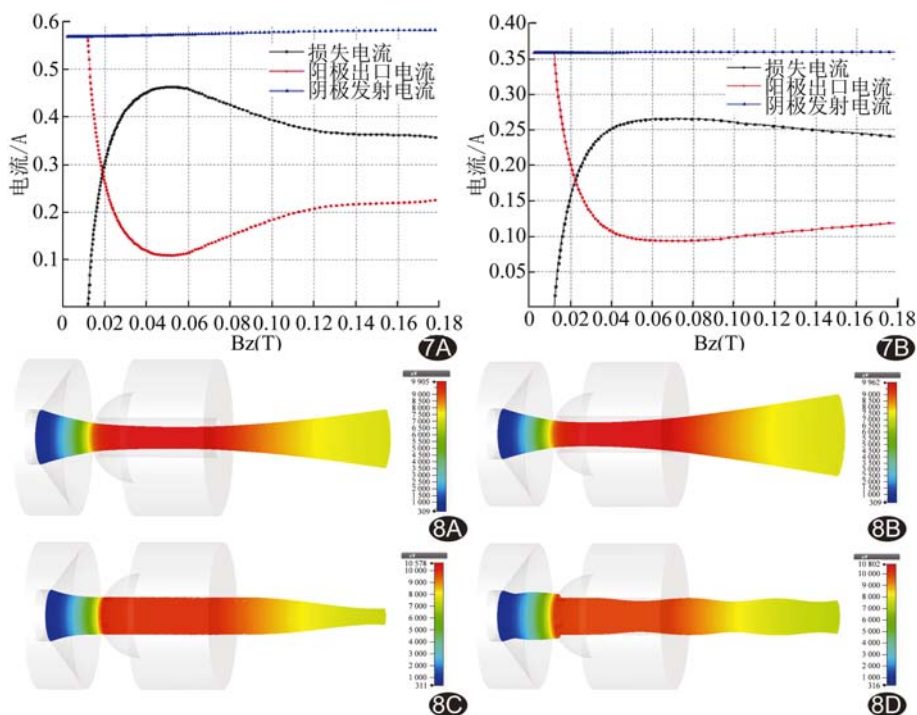


图 7 电流分布图 A. MRI 边缘磁场中 Litton L2087 电子枪阴极发射的电流、阳极出口射出的电流和损失电流的分布图; B. Varian 600C 电子枪的阴极发射的电流、阳极出口射出的电流和损失电流的分布图 (B_z 表示电子枪阴极发射面中心处的磁感应强度) 图 8 Litton L2087 极间粒子在不同磁场下的轨迹 A. $B_z = 0.002\ 1\ \text{T}$; B. $B_z = 0.011\ 7\ \text{T}$; C. $B_z = 0.057\ 2\ \text{T}$; D. $B_z = 0.180\ 0\ \text{T}$ (右侧色标表示束流中电子的能量)

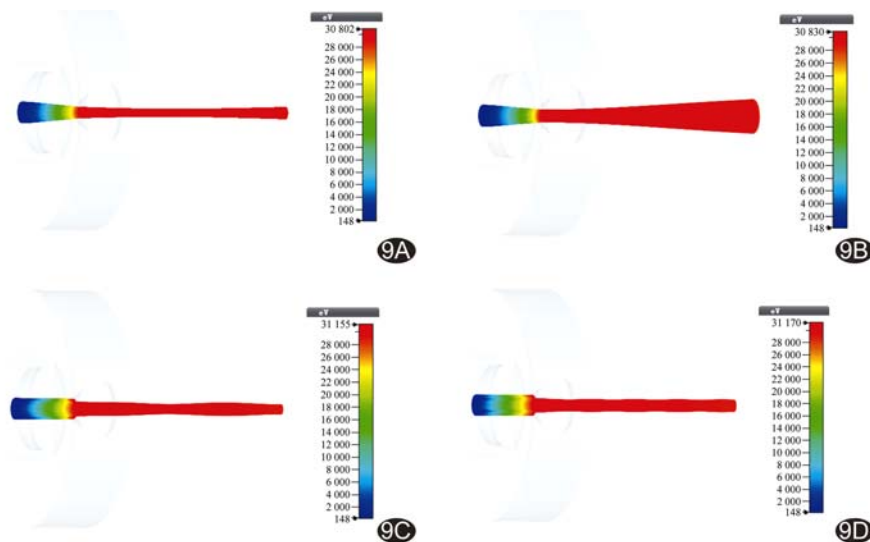


图 9 Varian 600C 极间粒子在不同磁场下的轨迹 A. $B_z = 0.002\ 1\ \text{T}$; B. $B_z = 0.011\ 8\ \text{T}$; C. $B_z = 0.072\ 6\ \text{T}$; D. $B_z = 0.180\ 0\ \text{T}$ (右侧色标表示束流中电子的能量)

半径具有周期性变化(图 8D)。

2.3.2 Varian 600C 电子枪 图 7B 为 MR 不同边缘磁场作用下 Varian 600C 电子枪的电流分布图。磁场中 Varian 600C 电子枪的束流特性与 Litton L2087 相似。电子枪阴极的发射电流随磁场增大而略微增加,

$B_z = 0.180\ 0\ \text{T}$ 时阴极发射出的电流达 $0.359\ 8\ \text{A}$, 较无磁场时增加 1.93% 。 B_z 为 $0.002\ 1 \sim 0.011\ 8\ \text{T}$ 时, 束流与阳极相互作用损失的电流为 0 (图 9A、9B)。此后, 随着 MR 边缘磁场磁感应强度增加, 电子与阳极相互作用而损失的电流迅速增加, 从阳极射出的电流减少; B_z 为 $0.072\ 6\ \text{T}$ 时, 从阳极出口射出的电流达最小值为 $0.093\ 6\ \text{A}$, 较无磁场时减少 73.48% (图 9C)。 B_z 为 $0.072\ 6 \sim 0.180\ 0\ \text{T}$ 时, 阳极出口电流随磁感应强度增大逐渐增加至 $0.119\ 4\ \text{A}$, 较无磁场时减少 66.18% 。 B_z 为 $0.180\ 0\ \text{T}$ 时, Varian 600C 电子枪中电子束的束流轨迹见图 9D。

注入加速管的电子具有低的横向速度和横向运动半径。横向均方根发射度可用来衡量束流的品质, 均方根发射度越低, 束流层流性越好^[15]。基于相空间信息的均方根发射度为:

$$\epsilon_{x, \text{rms}} = \sqrt{\langle x^2 \rangle \langle x'^2 \rangle - \langle xx' \rangle^2} \quad (8)$$

其中 $x'_i = dx_i/dz$ 是粒子在 xz 平面内与束流对称轴 (即 z 轴) 的夹角。

2 款电子枪阳极出口处的横向均方根发射度见图 10。 B_z 为 $0.0021 \sim 0.180\ 0\ \text{T}$ 时, Litton L2087 电子枪阳极出口处横向均方根发射度的变化呈现波动性, 且存在 3 个极小值, 分别为 $B_z = 0.02\ \text{T}$ 时, $\epsilon_{x, \text{rms}} = 0.679\ \text{mm-mrad}$; $B_z = 0.092\ 8\ \text{T}$ 时, $\epsilon_{x, \text{rms}} = 1.007\ \text{mm-mrad}$; $B_z = 0.154\ \text{T}$ 时, $\epsilon_{x, \text{rms}} = 1.787\ \text{mm-mrad}$ 。在给定磁场区间内, Varian 600C 电子枪阳极出口处横向均方根发射度的变化也呈现波动性, 且存在 2 个极小值, 分别为 $B_z = 0.029\ 6\ \text{T}$ 时, $\epsilon_{x, \text{rms}} = 0.677\ \text{mm-mrad}$; $B_z = 0.157\ 3\ \text{T}$ 时, $\epsilon_{x, \text{rms}} = 0.237\ \text{mm-mrad}$ 。

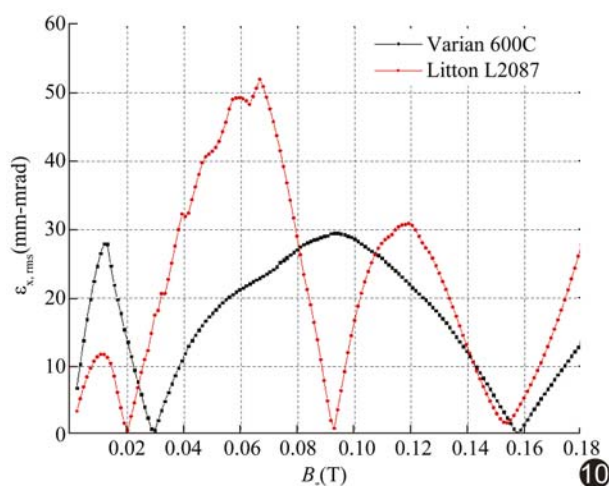


图 10 不同磁场时束流在阳极出口处的横向均方根发射度

3 讨论

本研究采用电磁场仿真分析软件探讨不同磁感应强度下电子枪中束流的特性, 分析边缘磁场磁感应强度为 $0.002\ 1 \sim 0.180\ 0\ \text{T}$ 时的电子枪电流、束流轨迹及束流品质, 发现不同几何参数的 2 款二极直流电子枪在不同磁场下的束流特性表现一致: 随电子枪所处位置处磁感应强度增加, 阴极发射面发射的电流逐渐增加, 阳极出口电流先小幅度增加, 后突然减小再缓慢增加; 在高磁感应强度时束流半径呈周期性变化, 束流横向发射度随磁感应强度增大而呈波动性。平行配置 MRIgRT 装置中, 外部 MR 边缘磁场可影响电子枪的束流, 从而影响治疗束质量。为减少 MRIgRT 系统中的电磁耦合, 未来需重新设计电子枪结构或磁屏蔽, 为后续加速管和治疗机头提供符合要求的束流。

[参考文献]

- [1] Legendijk JJ, Raaymakers BW, Van den Berg CA, et al. MR guidance in radiotherapy. *Phys Med Biol*, 2014, 59 (21): R349-R369.
- [2] Oelfke U. Magnetic resonance imaging-guided radiation therapy: Technological innovation provides a new vision of radiation oncology practice. *Clin Oncol (R Coll Radiol)*, 2015, 27 (9): 495-497.
- [3] Whelan B. Maximising the mutual interoperability of an MRI scanner and a cancer therapy particle accelerator. Sydney: University of Sydney Faculty of Medicine, 2016:66.
- [4] Constantin DE, Fahrig R, Keall PJ. A study of the effect of in-line and perpendicular magnetic fields on beam characteristics of electron guns in medical linear accelerators. *Med Phys*, 2011, 38 (7):4174-4185.
- [5] St Aubin J, Steciw S, Kirkby C, et al. An integrated 6 MV linear accelerator model from electron gun to dose in a water tank. *Med Phys*, 2010, 37(5):2279-2288.
- [6] St Aubin J, Santos DM, Steciw S, et al. Effect of longitudinal magnetic fields on a simulated in-line 6 MV linac. *Med Phys*, 2010, 37(9):4916-4923.
- [7] St Aubin J, Steciw S, Fallone BG. Effect of transverse magnetic fields on a simulated in-line 6 MV linac. *Phys Med Biol*, 2010, 55 (16):4861-4869.
- [8] Mutic S, Dempsey JF. The Viewray System: Magnetic resonance-guided and controlled radiotherapy. *Semin Radiat Oncol*, 2014, 24(3):196-199.
- [9] Santos DM, St Aubin J, Fallone BG, et al. Magnetic shielding investigation for a 6 MV in-line linac within the parallel configuration of a linac-MR system. *Med Phys*, 2012, 39(2):788-797.
- [10] Legendijk JJ, Raaymakers BW, van Vulpen M. The magnetic resonance imaging-linac system. *Semin Radiat Oncol*, 2014, 24

- (3):207-209.
- [11] Lagendijk JJ, van Vulpen M, Raaymakers BW. The development of the MRI linac system for online MRI-guided radiotherapy: A clinical update. J Internal Medicine, 2016, 280 (2):203-208.
- [12] Constantin DE, Holloway L, Keall PJ, et al. A novel electron gun for inline MRI-linac configurations. Med Phys, 2014, 41 (2):022301.
- [13] Jackson JD. Classical electrodynamics. New York: John Wiley & Sons, Inc., 2012:181-188.
- [14] 裴元吉. 电子直线加速器设计基础. 北京: 科学出版社, 2013: 128-139.
- [15] 李骥. 高性能电子枪的设计与研究. 合肥: 中国科学技术大学, 2014:16.

High-frequency ultrasonic diagnosis of infancy vitelline fistula: Case report 高频超声诊断婴幼儿脐肠瘘 1 例

胡经纬, 李明星

(西南医科大学附属医院超声科, 四川 泸州 646000)

[Keywords] ultrasonography; vitelline fistula; infant

[关键词] 超声检查; 脐肠瘘; 婴儿

DOI:10.13929/j.1003-3289.201807100

[中图分类号] R726.5; R445.1 [文献标识码] B [文章编号] 1003-3289(2019)03-0438-01

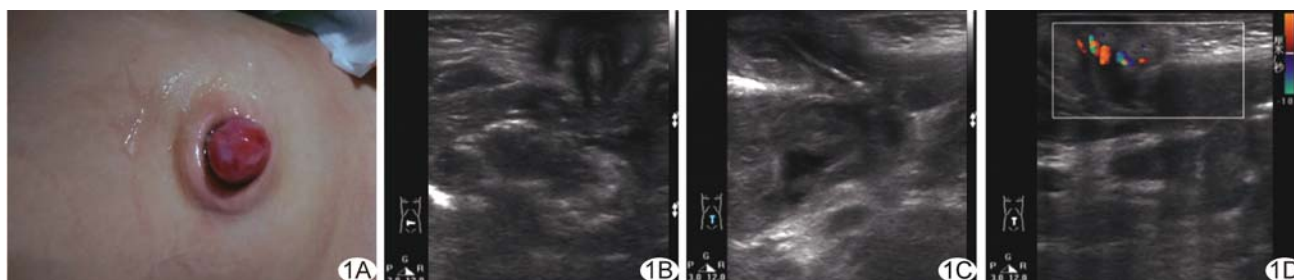


图 1 脐肠瘘患儿 A. 大体表现; B、C. 二维超声横切面(B)、纵切面(C)可见肠管回声与腹腔相通; D. CDFI 示肠管内血流信号

患儿男, 7 月余, 因“脐正中肿块伴粪漏 6 月余”入院, 既往无相关病史。查体: 脐正中可见肿块, 触诊柔软, 挤压可见淡黄液体流出(图 1A)。高频超声检查: 横切面脐部皮下见约 1.54 cm×1.10 cm 不均匀回声, 内见约 1.29 cm×0.72 cm 肠管声像, 纵切面脐部皮下见约 1.90 cm×0.68 cm 肠管声像突出于腹膜外, 腹膜回声不连续, 相通口约 0.72 cm(图 1B~1D)。超声考虑为脐肠瘘。行腹部肿块切除术, 术中见脐正中质软包块, 挤压可见清亮黏性分泌物, 自脐孔插入探针, 与肠管相连, 未与膀胱相通。

讨论 脐肠瘘是卵黄管结构在胎儿胚胎时期闭锁不全的一种表现。正常胚胎早期, 肠管与卵黄囊之间靠卵黄囊颈部连

接, 之后颈部逐渐发育成卵黄管。胚胎发育 10 周前后, 肠管结构移至腹腔, 卵黄管与肠管分离并闭锁。若闭锁过程因各种原因阻滞, 胎儿出生后, 仍有部分结构未闭锁或完全开放, 表现为不同程度的遗留畸形: 完全未封闭表现为脐肠瘘, 部分未闭表现为 Meckel 憩室、卵黄管囊肿及脐窦, 脐部周围黏膜残留表现为脐茸, 卵黄管及其血管纤维索带残留表现为脐肠息肉、脐肠束带。脐肠瘘患儿出生后一般可有气体或粪便自管中排出, 哭闹或腹泻时症状加重, 查体可见脐部有红色肿块突出, 中心部分可有开口。超声检查脐肠瘘时首选高频探头, 表现为脐正中下方管道样结构与腹腔内肠管相连。卵黄管遗留畸形需与脐尿管疾病鉴别, 脐部肿块造影检查有助于诊断。

[第一作者] 胡经纬(1993—), 女, 四川乐山人, 在读硕士。E-mail: 419349165@qq.com

[收稿日期] 2018-07-13 [修回日期] 2018-11-13