



中国科学技术大学

University of Science and Technology of China



核医学物理研究所

Institute of Nuclear Medical Physics

# 核磁引导放射治疗系统中辐射 剂量受磁场影响问题的研究

答辩人：毛玲丽

导 师：徐榭 教授、裴曦 副教授

时 间：2021年5月24日



## 1 绪论



## 2 材料与方法



## 3 结果与讨论



## 4 总结与展望



## 1 绪论



## 2 材料与方法



## 3 结果与讨论



## 4 总结与展望

# 1.1 图像引导放射治疗

## 图像引导放射治疗 (IGRT)

- 解决摆位、器官运动等造成的误差
- 使用成像设备辅助放射治疗

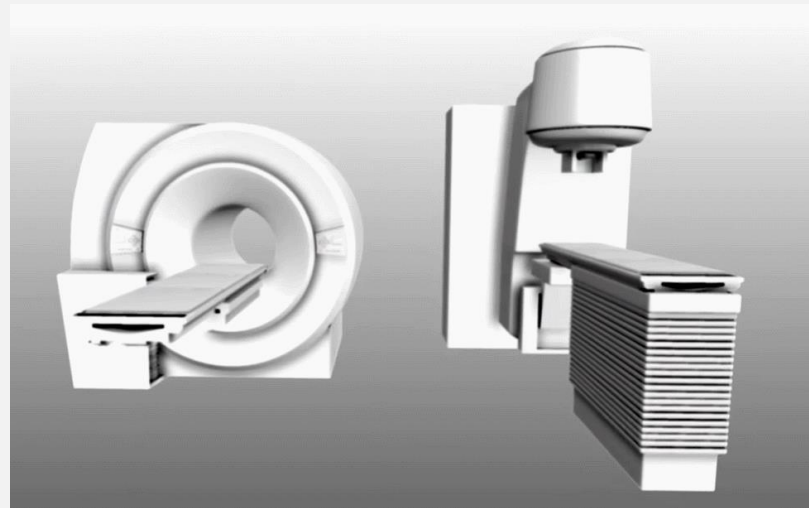


Why

热点

## 核磁引导放射治疗 (MRIgRT)

- **MRI+LINAC (√研究对象)**
- MRI+其它放疗设备(如质子加速器、后装机等)



MRI扫描仪与LINAC一体化示意图

<http://sydney.edu.au/medicine/radiation-physics>

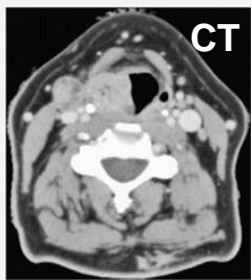
## 1.2 核磁引导放射治疗

### MRIgRT优势

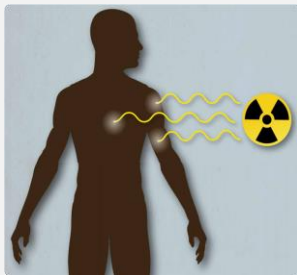
任意方位断层成像



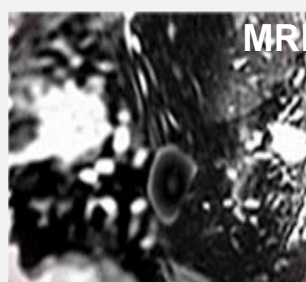
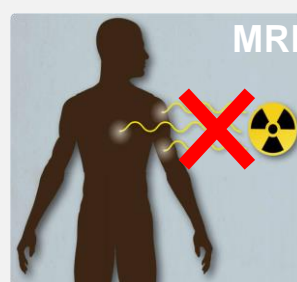
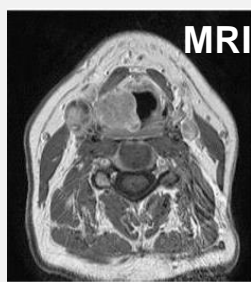
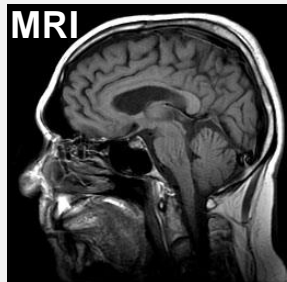
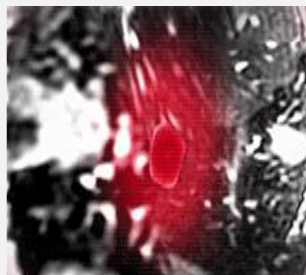
高软组织对比度



成像时无辐射



实时追踪靶区

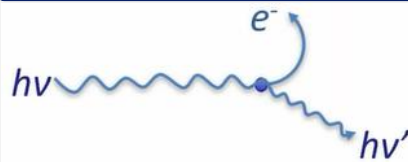


### MRIgRT挑战

治疗床、磁体、治疗头等  
设备设计复杂

放疗设备需要考虑磁屏蔽

磁场影响带电粒子输运，从  
而改变辐射剂量



.....

## 1.2 核磁引导放射治疗

表1.1 MRlgRT系统参数介绍

研究单位	MRlgRT系统	能量	磁场强度	磁体类型	磁场方向
美国ViewRay	MRIdian	3头Co-60	0.35 T	分体超导	垂直
	MRIdian Linac	6 MV	0.35 T	分体超导	垂直
加拿大Alberta大学	Aurora RT	6 MV	0.6 T	分体超导	平行
荷兰Utrecht大学	Elekta Unity	7 MV	1.5 T	单体超导	垂直
澳大利亚团队	MRI-Linac	6 MV	1.0 T	分体超导	平行

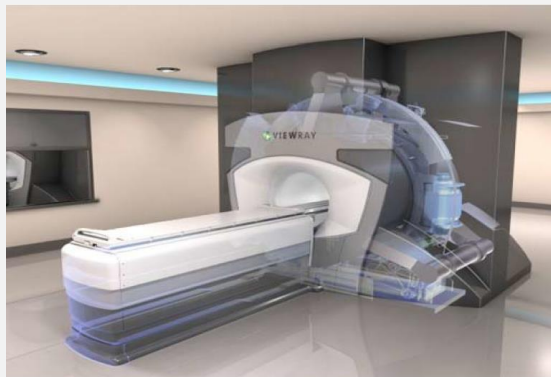


图1.2 ViewRay MRIdian Linac

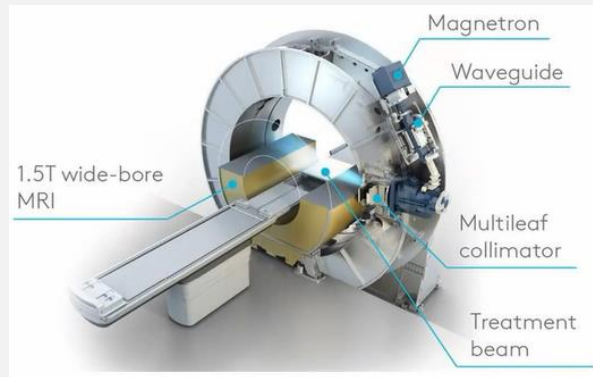


图1.3 Elekta Unity

## 1.3 蒙特卡洛方法简介

- 放射治疗的金标准
- 定义：以概率统计为基础，使用随机抽样方法进行大量模拟来解决问题。

蒙特卡洛城



蒙特卡洛大赌场



类似于赌博游戏，  
本质：频率→概率

### 蒙特卡洛方法分类

#### ◆ 通用目的

- 能量范围宽 ( $\sim 1$  keV 至  $\sim 1$  GeV)
- 任何材料，任何几何
- 例如: Geant4/TOPAS, MCNP, FLUKA, PENELOPE, EGSnrc

#### ◆ 快速

- 仅能处理临床能量范围内的入射粒子( $\sim$  MeV)
- 人体内的低Z材料
- 例如: DPM, XVMC, VMC, Raystation

#### ◆ 预计算

- 使用计算好的数据
- 仅能处理临床能量范围内的入射粒子( $\sim$  MeV)
- 人体内的低Z材料
- 例如: MMC, eMC, SMC

准确性

速度

## 1.3 蒙特卡洛方法简介



- 由MGH、SLAC等研究机构合作开发
- 基于通用GEANT4，但用户更友好
- 支持CPU多线程运算

```
s:Ge/BeamPosition/Parent="Dipole"
#:Ge/BeamPosition/Type="Group"
d:Ge/BeamPosition/TransX=0. cm
d:Ge/BeamPosition/TransY=0. cm
d:Ge/BeamPosition/TransZ= -143.5 cm
d:Ge/BeamPosition/RotX=0. deg
d:Ge/BeamPosition/RotY=0. deg
d:Ge/BeamPosition/RotZ=0. deg

# Physics Models
s:Ph/ListOfNames = "Default"
s:Ph/Default/Type= "Geant4_Modular"
sv:Ph/Default/Modules = 6 "g4em_standard_opt3_mll" "g4h-phy_QGSP_BIC"
d:Ph/Default/EMRangeMin = 100. eV
d:Ph/Default/EMRangeMax = 500. MeV

i:Ts/ShowHistoryCountAtInterval = 1000000
i:Ts/NumberOfThreads = 0
b:Ts/ShowCPUTime = "True"
b:Ts/QuitIfManyHistoriesSeemAnomalous = "False"
```



- 由RPI+中科大核医学物理研究所团队开发
- 基于DPM开源代码，计算速度快，结果准确
- 支持CPU多线程运算、GPU并行计算

```
1 set ARCHER_DATA_DIR=..\data
2
3 :: cpu code
4 :: set ARCHER_BIN=..\bin\Release\photon-electron-cpu.exe
5
6
7 :: gpu code
8 :: set ARCHER_BIN=..\bin\Release\photon-electron-gpu.exe
9
10 set ARCHER_BIN=D:\workstation\archer_code\archer_build\bin\Release\photon-electron-gpu.exe
11 :: faster gpu code
12 :: set ARCHER_BIN=..\bin\Release\photon-electron-aggressive-gpu.exe
13
14 pause
15
16 %ARCHER_BIN% ^
17 --num-history=1e8 ^
18 --source-type=1 ^
19 --source-energy=2e6 ^
20 --beam-size=2 ^
21 --xs-prefix=prodelec ^
22 --phantom-path=Input\WaterAirPhantomE.txt ^
23 --phantom-corner=-5,-5,-5 ^
24 --result-dir=.\output_gpu_FP64 ^
25 --logbook-path=.\output_gpu_FP64\logbook_electron_FP64.txt ^
26 --xs-dir=%ARCHER_DATA_DIR%\physics\photon_electron_dpm\dpm_example_5_material ^
27 --precision-mode=FP64 ^
28 --num-batch=10 ^
29 --magnetic-field=0,1.5,0 ^
30 --initial-source-position=0,0,-4.999
31
32 pause
```



## 1.4 参考剂量

- **定义：**根据参考剂量协议（比如TG-51,TRS-398）定义的**参考条件下**，使用**电离室剂量计**测定的剂量。参考条件下的剂量测量也称**束线校准**。



图1.4 电离室剂量计实物图

- **光子束参考条件：**

- $SSD = 100\text{ cm}$ ，水下10 cm处校准，水模体表面 $FS = 10 \times 10\text{ cm}^2$
- $SAD = 100\text{ cm}$ ，水下10 cm处校准，此处照射野 $FS = 10 \times 10\text{ cm}^2$

- **参考点的吸收剂量：**

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (1.1)$$

加入磁场?

## 1.5 MRIGRT第三方独立剂量验证

### ➤ 针对患者的质量保证→患者得到准确治疗

#### 基于测量的剂量验证缺点

费时费力

使用均匀模体，无法考虑人体异质性

通常将机架角度旋转到0°，无法检测其它角度的误差

MRIGRT自适应放疗过程中，患者一直躺在治疗床上，无法进行实验测量

MRIGRT  
第三方独立剂量验证软件

第三方？  
磁场？ 快速？

表1.2 可用于MRIGRT系统QA的第三方独立剂量验证软件

系统	软件平台	简介	磁场
MRIdian Linac	Adaptive Linac QA	使用相空间文件作为源，非第三方	有
Elekta Unity	ArtQA	二次MU验证工具	无
	RadCalc	点剂量计算工具	无
	EGSnrc	全机头蒙特卡洛建模，速度慢	有

## 1.5 MRIgRT第三方独立剂量验证

- 基于全相空间文件的加速器机头建模
  - 基于直方图的加速器机头建模
  - 基于**虚拟源**的加速器机头建模<sup>[1-3]</sup> ✓
- 无MRIgRT加速器机头几何和材料数据

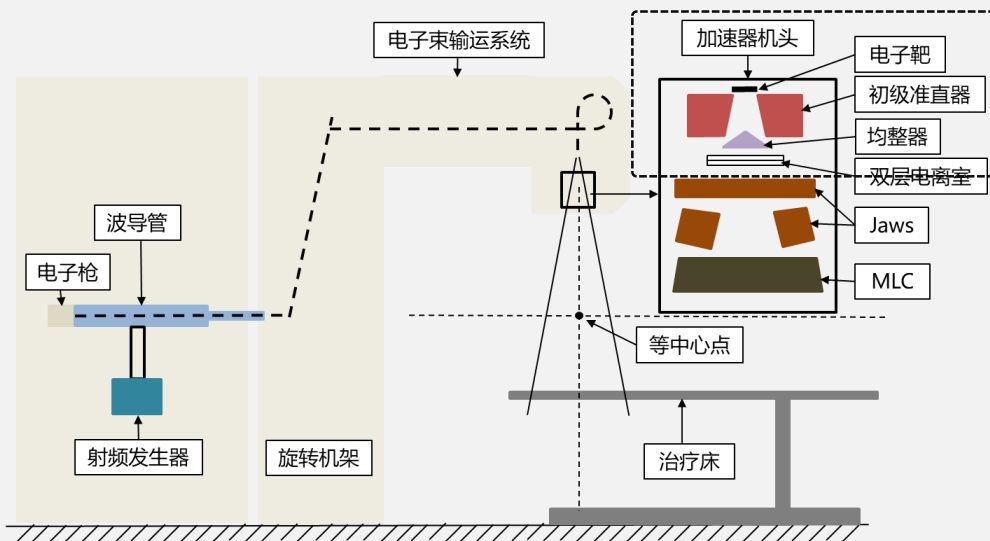


图1.5 传统直线加速器示意图

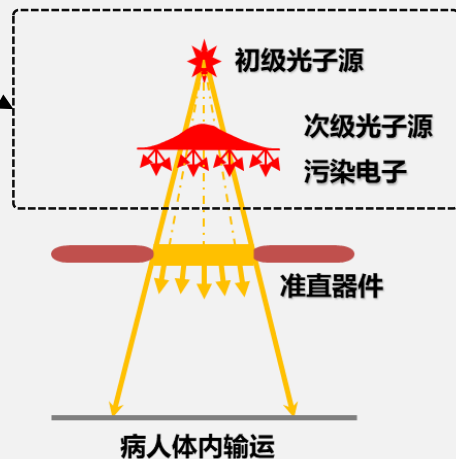


图1.6 虚拟源加速器机头模型

[1] Sikora, M., & Alber, M. (2011). Virtual Source Modelling of Photon Beams for Monte Carlo Based Radiation Therapy Treatment Planning.

[2] Faught, A. M., et al. (2017). Medical Physics, 44(9), 4943–4951.

[3] Cashmore, J., et al (2012). Medical Physics, 39(6), 3262–3269.

## 1.6 研究目的与任务

### 研究目的

研究磁场下的剂量，并实现基于软件工具ArcherQA的独立剂量验证或者校正

### 科学问题

磁场中粒子  
运输

参考剂量  
校正

独立剂量  
验证

### 研究任务

#### 任务一

构建用于Archer的磁场模块，并评估其准确性和速度

#### 任务二

研究和分析磁场校正因子 $k_B$

#### 任务三

建立Elekta Unity和ViewRay MRIdian Linac机头虚拟源模型，加入ArcherQA中



## 1 绪论



## 2 材料与方法



## 3 结果与讨论



## 4 总结与展望

## 2.1 Archer中恒定磁场下的光电子输运模块的构建

### 任务一

### 2.1.1 MRIgRT磁场对粒子输运的影响

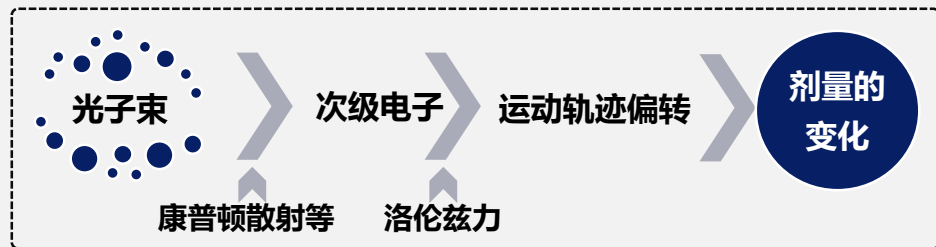


图2.1 磁场对粒子输运影响的简化流程



图2.2 磁场对带电粒子的洛伦兹力作用示意图

- 带电粒子在磁场为B时的偏转半径：

$$r = \frac{mv}{qB} \quad (2.1)$$

表2.1 1.5T磁场下不同能量光子对应的次级电子在真空中的偏转半径（Raaijmakers et al, 2005）

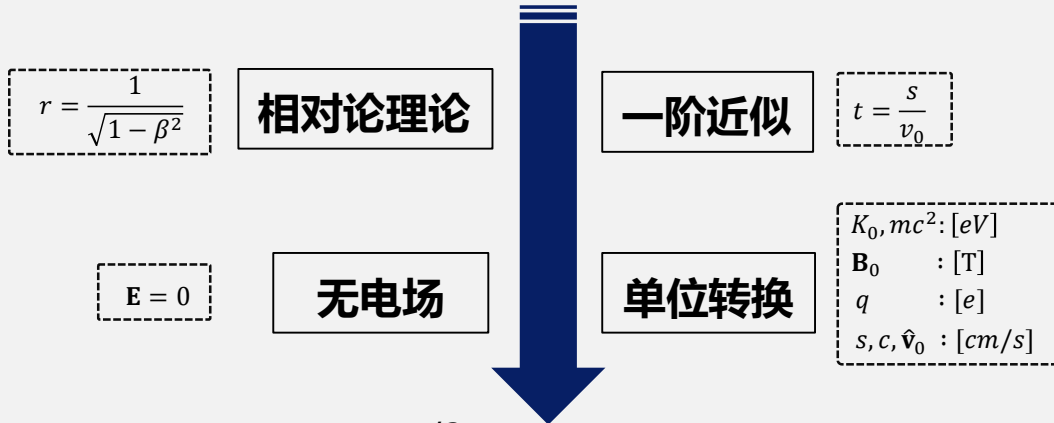
光子能量 (MV)	偏转半径 (mm)
0.5	2.2
1.0	3.4
2.0	5.6
4.0	10.0
6.0	14.5
8.0	18.9

Raaijmakers AJ, et al. Phys Med Biol. 2005 Apr 7;50(7):1363-76.

## 2.1 Archer中恒定磁场下的光电子输运模块的构建

### 2.1.2 Archer中磁场模块的构建

电磁场中洛伦兹力公式: 
$$\mathbf{F} = \frac{d\mathbf{p}}{dt} = m \frac{d(\gamma\mathbf{v})}{dt} = mc \frac{d(\gamma\beta\hat{\mathbf{v}})}{dt} = q(\mathbf{E} + \mathbf{v} \times \mathbf{B}) \quad (2.2)$$



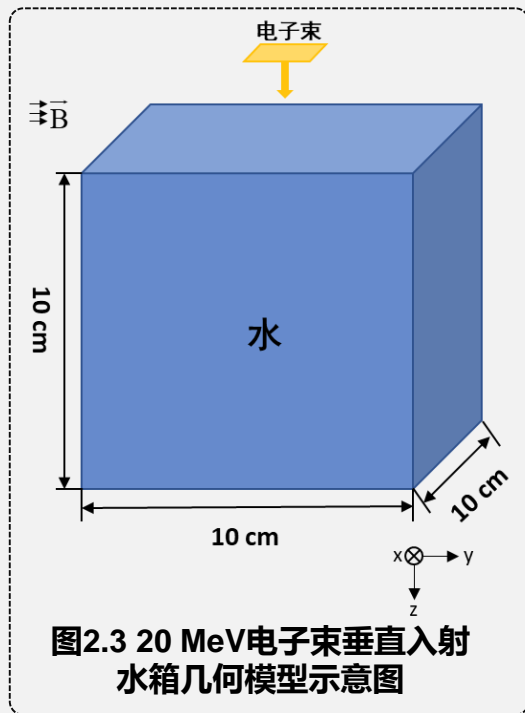
Archer中使用的  
速度变化量的单位矢量 $\Delta\hat{\mathbf{v}}$ :

$$\Delta\hat{\mathbf{v}} = \frac{qs/2}{10000mc\sqrt{\left(\frac{K_0}{mc^2} + 1\right)^2 - 1}} \hat{\mathbf{v}}_0 \times \mathbf{B}_0 \quad (2.21)$$

## 2.1 Archer中恒定磁场下的光电子输运模块的构建

### 2.1.3 Archer磁场模块算法验证 准确性验证-电子入射模体

- 方法：Archer VS TOPAS
- 模体：水
- 磁场强度：0.35T、0.6T、1.0T、1.5T
- 物理参数设置：
  - Archer：电子截止能量：200 keV  
其余采用默认值
  - TOPAS：电子截止能量：200 keV  
光电子默认物理列表





## 2.1 Archer中恒定磁场下的光电子输运模块的构建

### 任务一

### 2.1.3 Archer磁场模块算法验证 准确性验证-光子入射模体

- **方法：** Archer VS TOPAS
- **模体：** 软组织、软组织-肺-软组织、软组织-骨头-软组织
- **磁场强度：** 0.35T、0.6T、1.0T、1.5T
- **物理参数设置：**
  - Archer：电子截止能量：200 keV、光子截止能量：10 keV  
其余采用默认值
  - TOPAS：电子截止能量：200 keV、光子截止能量：10 keV  
光电子默认物理列表
- **材料组成：** 参照ICRU第44号报告

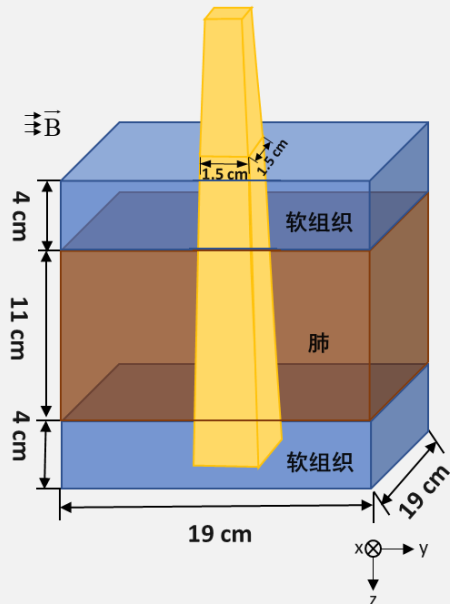


图2.4(b) 磁场下2MeV光子束垂直入射  
软组织-肺-软组织模体几何示意图

## 2.1 Archer中恒定磁场下的光电子输运模块的构建

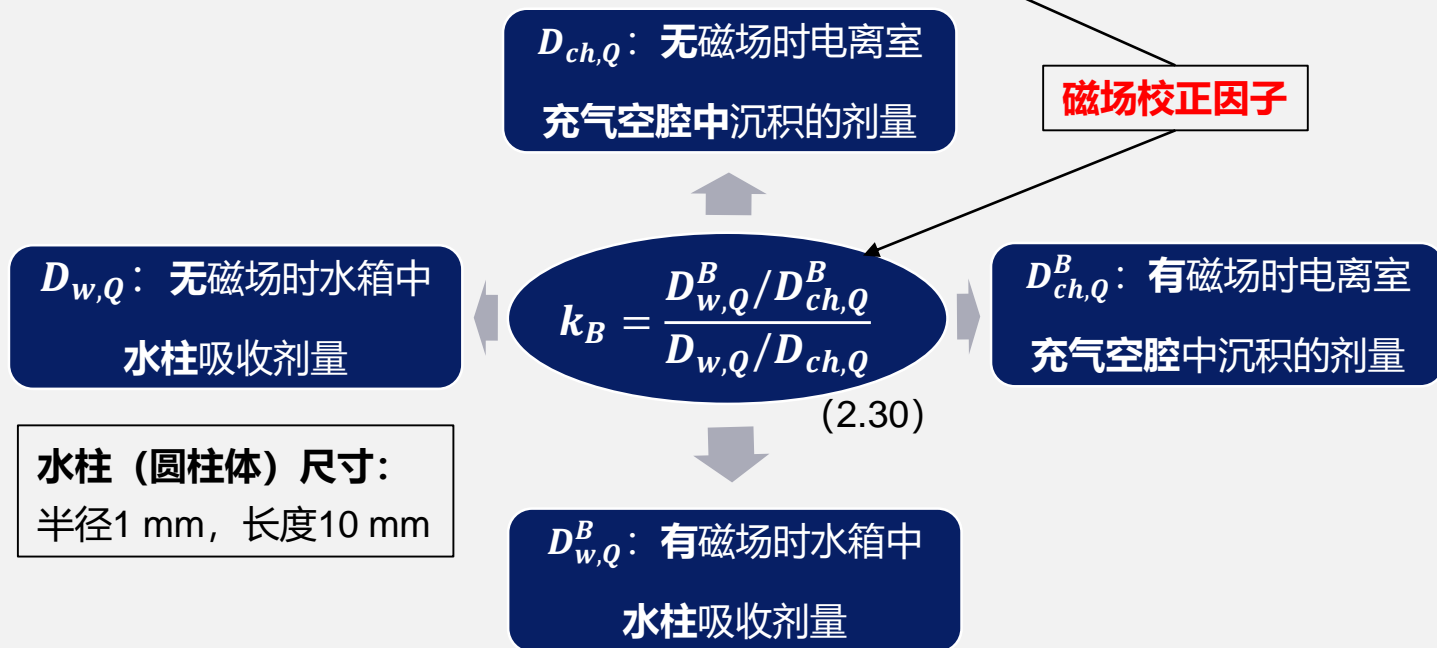
### 2.1.3 Archer磁场模块算法验证 速度评估

- 背景：计算速度**限制**蒙特卡洛方法应用于临床
- 水模体大小：  $19 \times 19 \times 19 \text{ cm}^3$
- 剂量网格大小：  $0.2 \times 0.2 \times 0.2 \text{ cm}^3$
- 磁场强度：0T、0.35T、0.6T、1.0T、1.5T
- 物理参数设置：
  - Archer：电子截止能量：200 keV、光子截止能量：10 keV、其余采用默认值
  - TOPAS：电子截止能量：200 keV、光子截止能量：10 keV、光电子默认物理列表
- 计算平台：
  - Archer：NVIDIA GTX 1060型号的**GPU**，6G的GDDR5显存
  - TOPAS：Xeon(R) CPU E5-2698 v4型号的**CPU**，共80线程

## 2.2 磁场校正因子计算

### 2.2.1 磁场校正因子介绍

➤ 磁场下的剂量:  $D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \textcolor{red}{k_B}^{[1,2]}$  (2.28)



[1] Mao, L., et al. (2021). Radiation Physics and Chemistry, 183(February), 109405.

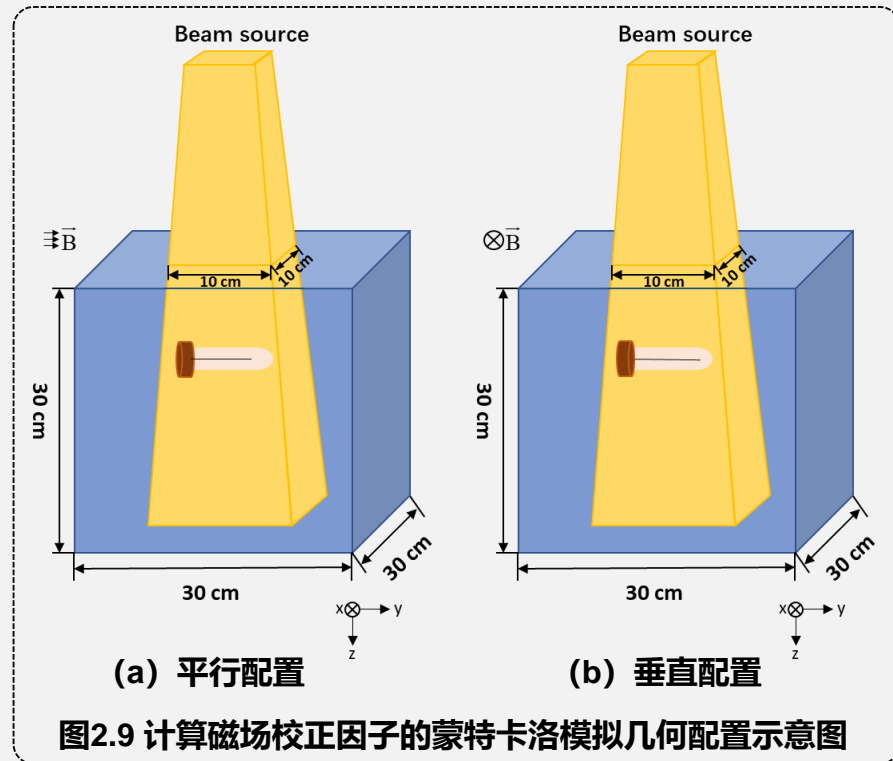
[2] Malkov, V. N., et al. (2018). Medical Physics, 45(2), 908–925.

## 2.2 磁场校正因子计算

### 2.2.2 电离室剂量计几何建模

#### ➤ 几何配置:

- 平台: TOPAS
- 水模体大小:  $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$
- 磁场方向: 平行/垂直于电离室中心轴
- 磁场大小: **0.35T, 0.6T, 1.0T, 1.5T**
- SSD:
  - **7MV 光子:** 143.5 cm
  - **Co-60:** 90 cm
- 电离室剂量计位于水下10 cm
- 水模体表面照射野:  $10 \times 10 \text{ cm}^2$



## 2.2 磁场校正因子计算

## 任务二

### 2.2.2 电离室剂量计几何建模

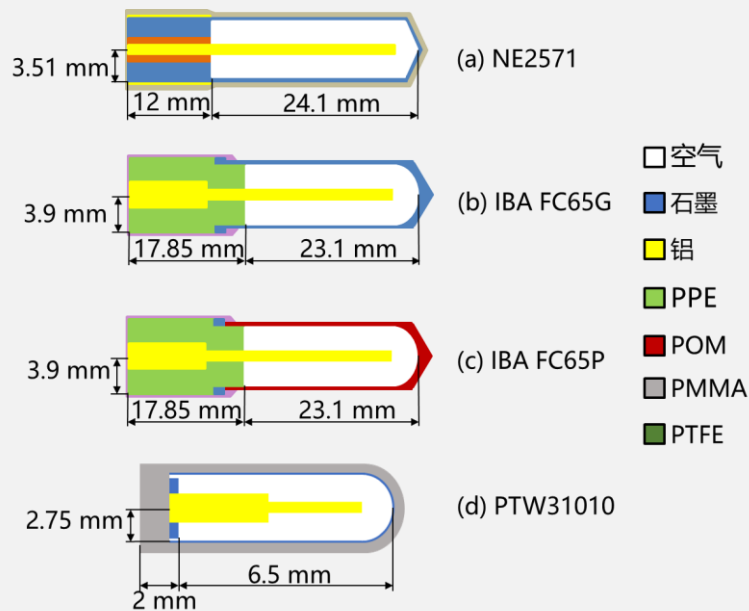


图2.6 电离室剂量计在TOPAS中建模  
使用的几何与材料示意图

表2.3 模拟中使用的材料密度与平均激发能

材料	密度(g/cm <sup>3</sup> )	平均激发能 I (eV)
空气	0.00126	85.7
水	0.9982	78.0
铝	2.70	166.0
PMMA	1.19	74.0
Gr	1.82	81.0
POM	1.43	77.4
PTFE	2.25	99.1
PPE	1.06	64.0

## 2.2 磁场校正因子计算

### 2.2.2 电离室剂量计几何建模

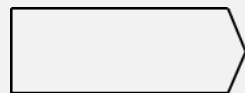
#### 构建新型几何体

➤ 过程：

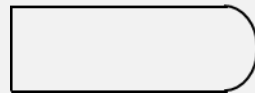
- 基于Geant4的Geometry Components类
- 布尔运算+位移操作
- Cmake编译

➤ 优势：

- 充气空腔更容易满足统计误差
- 减少数据处理步骤
- 降低入射粒子数，减少模拟时间



(a) 圆柱+圆锥



(b) 圆柱+半球

图2.10 TOPAS extention中定义的新型几何体示意图

## 2.2 磁场校正因子计算

### 2.2.3 物理模型参数选择

表2.5 TOPAS模拟中使用的物理参数列表

类别	参数	默认值	使用值
标准参数	散射模型	-	G4UrbanMscModel
	截止值	0.05 mm	水箱500 $\mu\text{m}$ , 电离室剂量计周围65 nm
	dRoverRange	0.2	<b>0.003</b>
	finalRange	1 mm	<b>1 nm</b>
	MaxStepSize	程序自动选择合适的值	<b>1000 m</b>
	RangeFactor	0.04	0.01
	Skin	1	2
	G4MscStepLimitType	-	fUseDistanceToBoundary
磁场参数	步进器	-	G4ClassicalRK4
	Miss distance	0.25 mm	1 $\mu\text{m}$
	delta one step	0.01 mm	1 $\mu\text{m}$
	$\varepsilon_{\min}$ , $\varepsilon_{\max}$	0.00005, 0.001	0.00005, 0.00005
	fMinStep	0.01 mm	1 nm

## 2.3 MRIgRT加速器虚拟源模型建模

### 任务三

### 2.3.1 加速器机头介绍

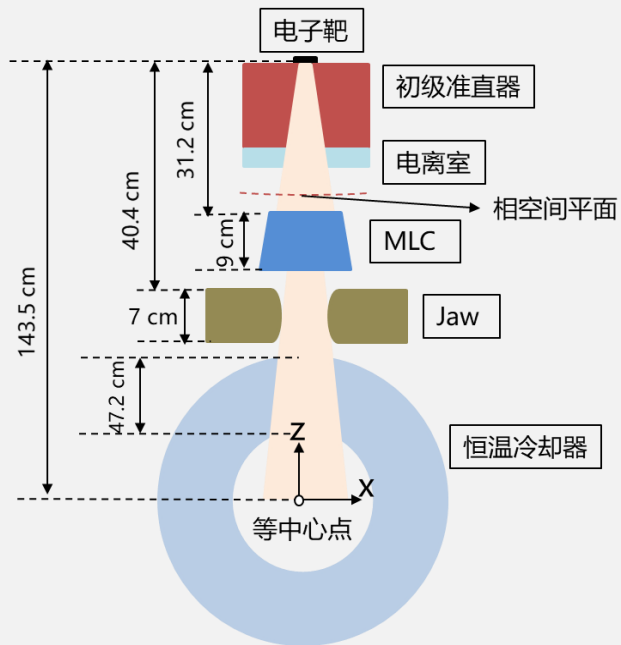


图2.12 Elekta Unity

- 1.5 T MRI+7 MV直线加速器
- 无均整器(FFF)
- SAD=143.5 cm
- MLC位于Jaw上方
- 仅1对Jaw
- 单体超导→射束穿过恒温冷却器
- 数据来自美国MD安德森癌症中心



## 2.3 MRIgRT加速器虚拟源模型建模

### 2.3.1 加速器机头介绍

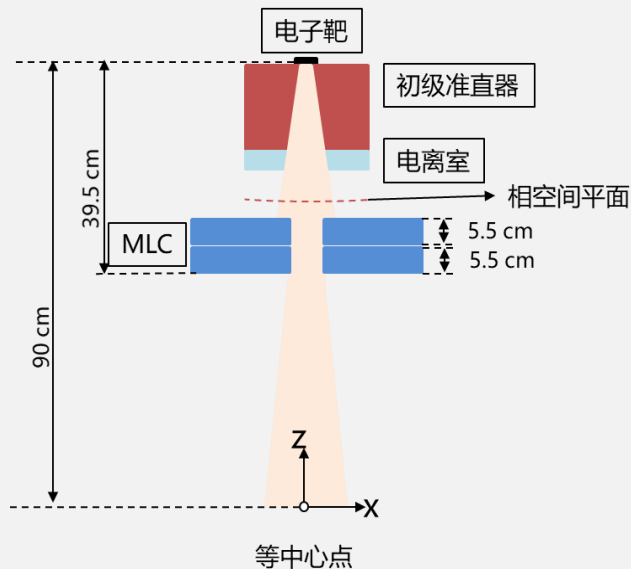


图2.13 ViewRay MRIdian Linac

- 0.35 TMRI+6 MV直线加速器
- 无均整器(FFF)
- SAD=90 cm
- 双层MLC
- 无Jaw
- 分体超导→射束不经过恒温冷却器
- 数据来自美国UCLA附属医疗中心

## 2.3 MRIgRT加速器虚拟源模型建模

### 2.3.2 加速器机头虚拟源建模-概念

- **相空间信息**：粒子的类型、位置坐标、速度方向和能量等
- **虚拟源模型定义**：使用**算法**表示相空间信息并**重建该相空间信息**
- **虚拟源组成**：
  - 初级光子源：仅通过电子**韧致辐射**产生，位于电子靶处
  - 次级光子源：初级光子源之外的光子（康普顿散射为主），位于MLC与电离室之间
  - 污染电子源：粒子与加速器机头或空气产生的电子，位于MLC与电离室之间
- **虚拟源参数调整**：根据**最大照射野**开野横向剂量和深度剂量分布

## 2.3 MRIgRT加速器虚拟源模型建模

## 任务三

### 2.3.2 加速器机头虚拟源建模-能谱分布

#### ➤ 初级光子源:

角度修正 中心轴能谱分布

$$f_p(E, \theta) = f_p(\theta) f_p(E) = \left[ \frac{HVL(0^\circ)}{HVL(\theta)} \right]^{-\frac{1}{v}} f_p(E) \quad (2.34)$$

$$f_p(E) = \begin{cases} w_0 E & , E_{cut} \leq E \leq E_{min} \\ \left( \left( \frac{E}{E_{max}} \right)^{-b_{pri}} - 1 \right) e^{-a(E+0.16)^{-1.2}} & , E_{min} \leq E \leq E_{max} \end{cases} \quad (2.36)$$

#### ➤ 次级光子源: 能量 $E'$ 表示为: $E' = \frac{E}{1 + \frac{E}{m_0 c^2} (1 - \cos \varphi)}$ (2.37)

K-N公式采样

$$\text{其中 } P(\cos \varphi) = K \left( \frac{E'}{E} \right)^2 \left( \frac{E'}{E} + \frac{E}{E'} + \cos^2 \varphi - 1 \right) \quad (2.38)$$

#### ➤ 污染电子源:

$$f_e(E) = \frac{1}{N} e^{-\frac{E}{\langle E_e \rangle}} \quad (2.39)$$

光子散射角

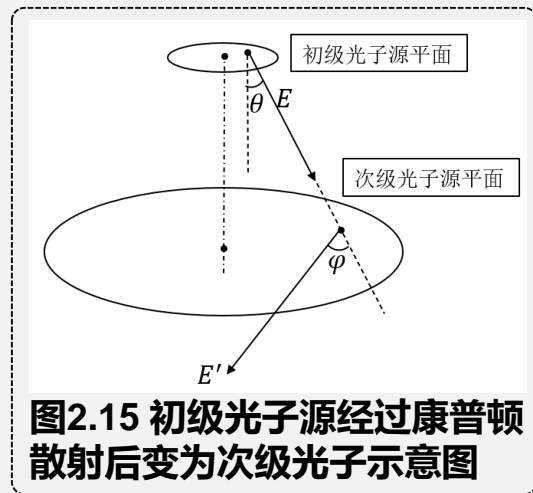


图2.15 初级光子源经过康普顿散射后变为次级光子示意图

## 2.3 MRIgRT加速器虚拟源模型建模

## 任务三

### 2.3.2 加速器机头虚拟源建模-通量分布

➤ 源平面：均为**高斯分布** 中心轴旋转对称

➤ 初级光子源：  $G_p(r) = \underline{2\pi r} \frac{1}{2\sqrt{\pi}} e^{-\frac{r^2}{2\sigma_p^2}}$  (2.44)

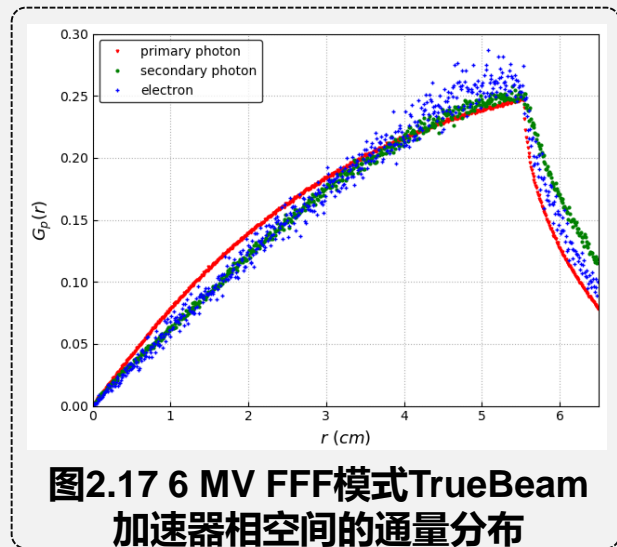
➤ 次级光子源：  $G_{sec}(r) = 2\pi r \frac{1}{2\sqrt{\pi}} e^{-\frac{r^2}{2\sigma_{sec}^2(E)}}$  (2.45)

➤ 其中  $\sigma_{sec}(E) = \begin{cases} \Sigma_{sec} \left( \frac{E}{E_0} \right)^{-0.34}, & E \geq 0.511 \text{ MeV} \\ \Sigma_{sec} \left( \frac{0.511}{E_0} \right)^{-0.34}, & E < 0.511 \text{ MeV} \end{cases}$  (2.46)

➤ 污染电子源：  $G_{econ}(r) = 2\pi r \frac{1}{2\sqrt{\pi}} e^{-\frac{r^2}{2\sigma_{econ}^2(E)}}$  (2.47)

➤ 其中  $\sigma_{econ}(E) = \Sigma_{econ} \left( \frac{E}{E_0} \right)^{-0.18}$  (2.48)

➤ 相空间平面：一元三次函数和一元一次函数组成的分段函数



## 2.3 MRIgRT加速器虚拟源模型建模

### 2.3.2 加速器机头虚拟源建模-速度方向

➤ 初级光子、次级光子、污染电子的速度方向采样流程相同；

➤ 初级光子速度采样流程：

1. 源平面通量分布→点M的半径 $r_p$ ；
2.  $(0, 2\pi)$ 均匀采样→点M与X轴的夹角 $\beta$ ；
3. 相空间平面通量分布→点N的半径 $r$ ；
4.  $(0, 2\pi)$ 均匀采样→点N与X轴的夹角 $\alpha$ ；
5. 点M和点N在X轴、Y轴方向的差、以及距离：

$$\Delta x = r \cos \alpha - r_p \cos \beta \quad (2.52)$$

$$\Delta y = r \sin \alpha - r_p \sin \beta \quad (2.53)$$

$$s = \sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2 + z_{psp}^2} \quad (2.54)$$

6. 速度方向 $\left(\frac{\Delta x}{s}, \frac{\Delta y}{s}, \frac{z_{psp}}{s}\right)$ 。

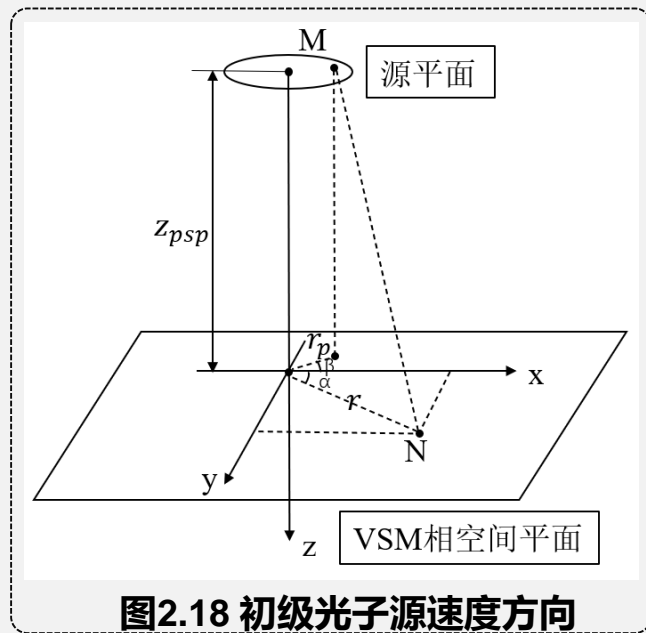


图2.18 初级光子源速度方向



## 1 绪论



## 2 材料与方法



## 3 结果与讨论



## 4 总结与展望

## 3.1 Archer中恒定磁场下的光电子输运模块结果

### 任务一

### 3.1.1 准确性验证结果 电子入射模体

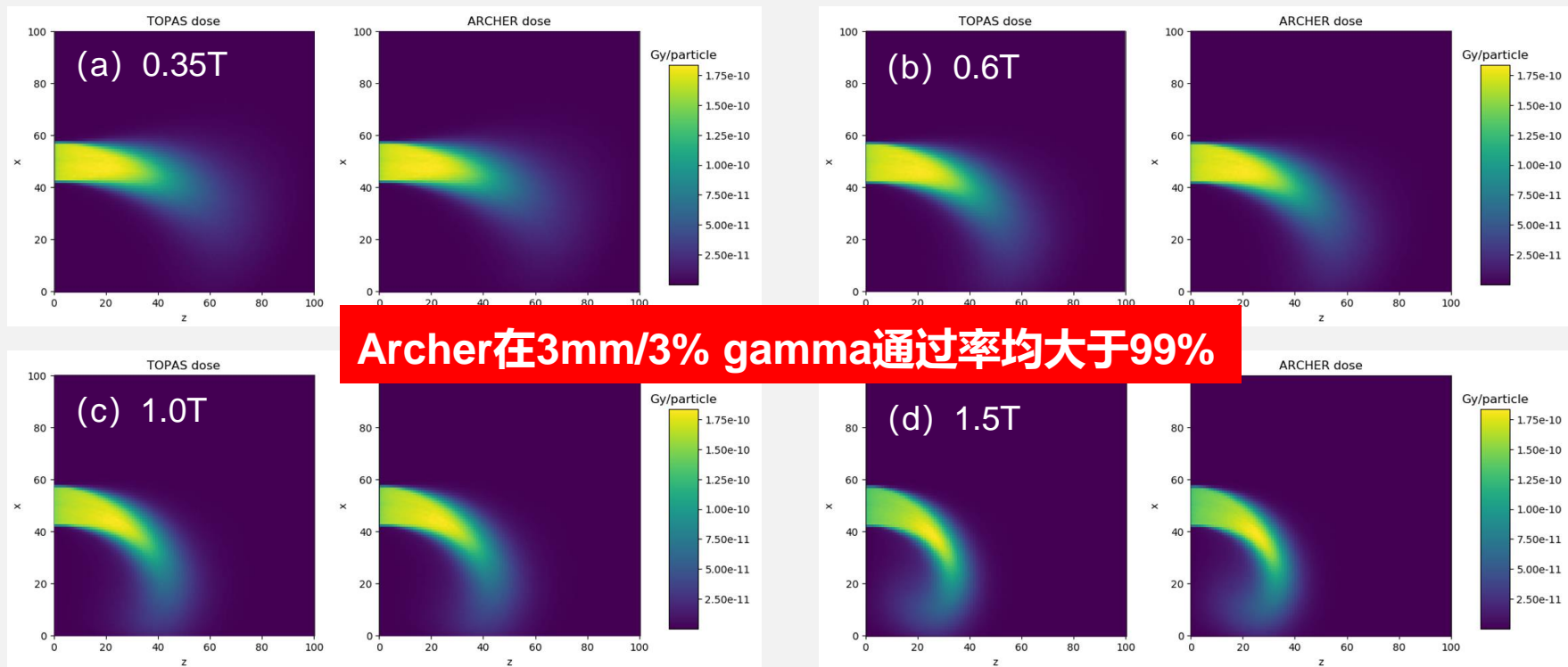


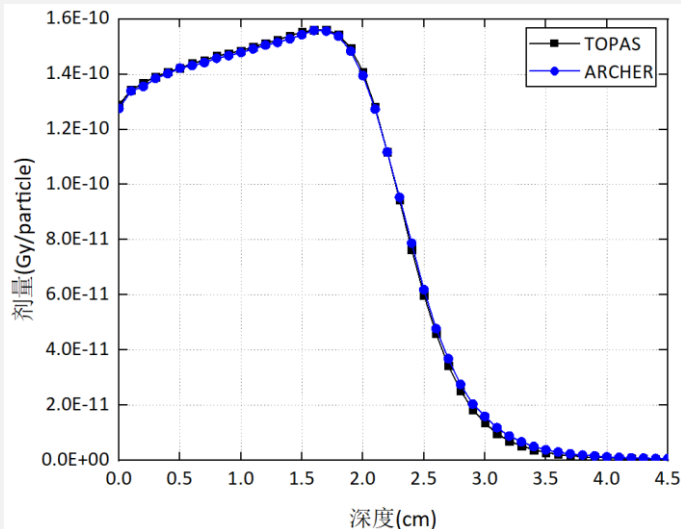
图3.1 TOPAS与Archer计算的20MeV的电子入射水箱中的二维剂量分布图

## 3.1 Archer中恒定磁场下的光电子输运模块结果

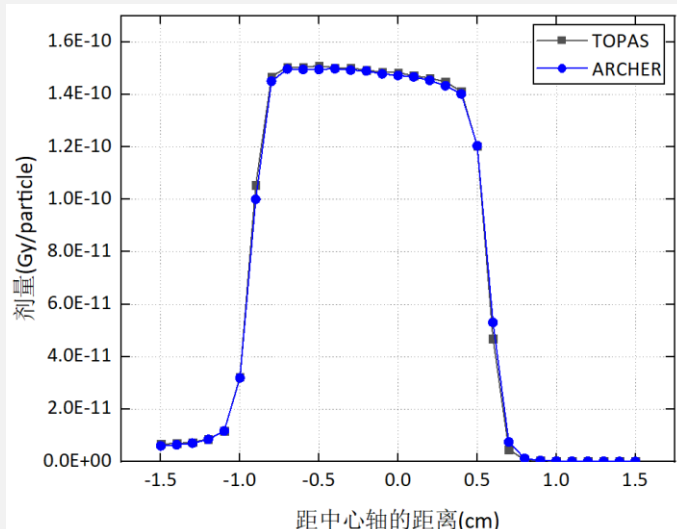
### 任务一

### 3.1.1 准确性验证结果 电子入射模体

- 深度剂量分布中，最大的剂量相对百分差异出现在剂量跌落区，为1.6%；
- 横向剂量分布上，高剂量区域相对百分差异绝对值均低于1%，最高误差绝对值出现在高剂量梯度区域，约4%。



(a)中轴线上的深度剂量分布



(b)深度1cm处横向剂量分布

图3.2 1.5T磁场强度下20 MeV电子入射水模体中的剂量分布示意图



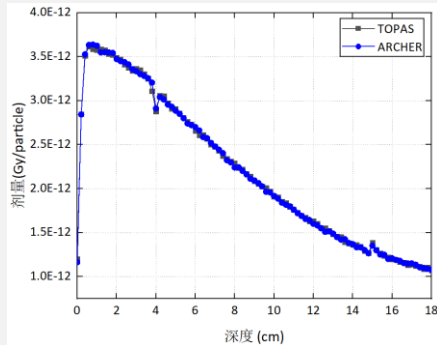
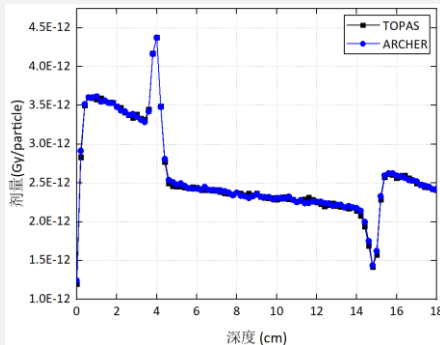
## 3.1 Archer中恒定磁场下的光电子输运模块结果

## 任务一

### 3.1.1 准确性验证结果 光子入射模体

- TOPAS计算的深度剂量分布很好地模拟了分界面的剂量;
- 软组织-肺-软组织模体, 深度剂量分布最大误差约2.3%, 横向剂量分布最大误差约2.5%;
- 软组织-骨头-软组织模体, 深度剂量分布最大误差约2.7%, 横向剂量分布最大误差约3.6%;

深度剂量分布



横向剂量分布

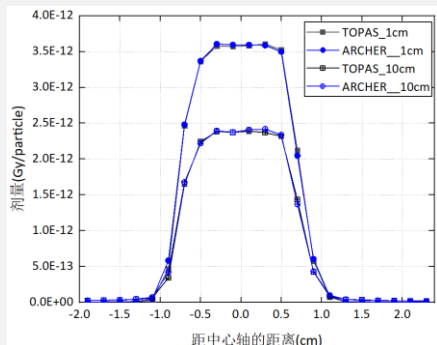
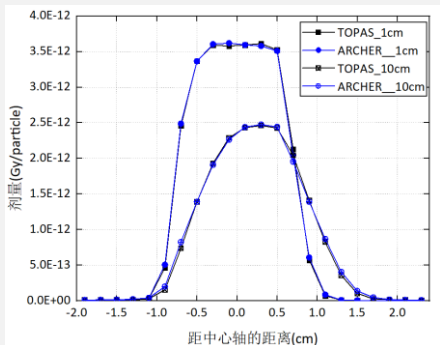


图3.4 软组织-肺-软组织模体

图3.5 软组织-骨头-软组织模体

## 3.1 Archer中恒定磁场下的光电子输运模块结果

### 3.1.2 速度评估结果

表3.3 Archer与TOPAS模拟磁场下光子入射三维模体的时间对比

模体	磁场强度 (T)	TOPAS(小时)	Archer(秒)
软组织	0	2.9	41.3
	0.35	3.3	48.2
	0.6	3.4	48.5
	1.0	3.4	48.5
	1.5	3.5	48.8
软组织-肺-软组织	0	2.4	36.0
	0.35	2.9	42.9
	0.6	3.0	43.3
	1.0	3.1	43.9
	1.5	3.2	44.7
软组织-骨头-软组织	0	4.0	57.6
	0.35	4.6	67.2
	0.6	4.7	67.3
	1.0	4.7	67.4
	1.5	4.9	67.7

#### ➤ 平台:

- Archer: NVIDIA GTX 1060 6G的GPU;  
TOPAS: Intel Xeon(R) E5-2698 v4的CPU;

#### ➤ 结果:

- 磁场条件下, Archer的计算速度约为TOPAS的**260倍**。

## 3.2 磁场校正因子计算结果

### 3.2.1 电离室剂量计几何建模结果

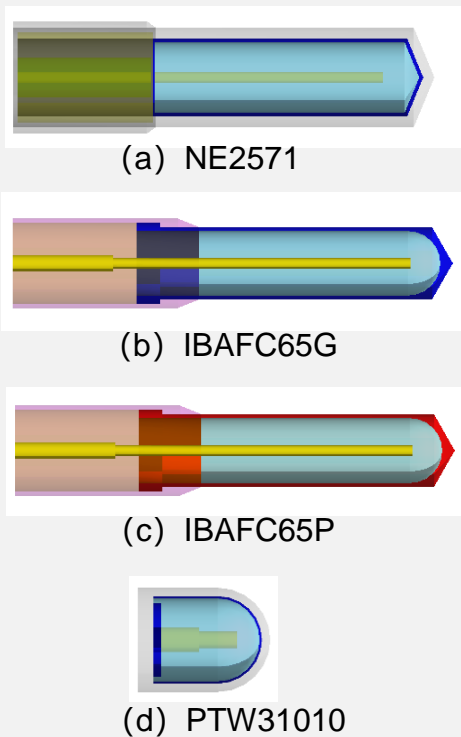


图3.9 四种电离室剂量计在TOPAS中的可视化结果

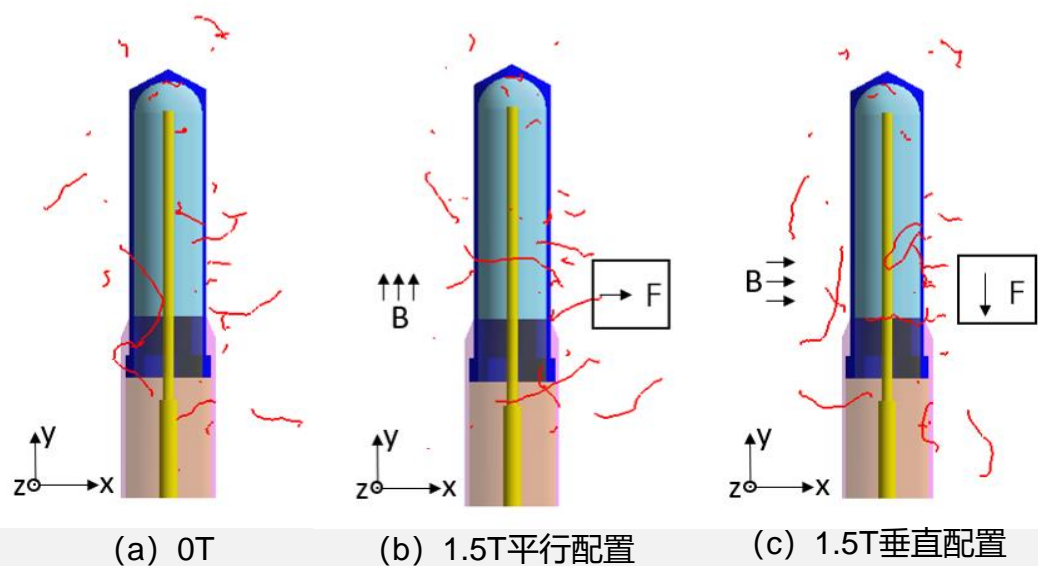


图3.10 IBAFC65G电离室剂量计中的次级电子轨迹

- 1.5T平行配置的磁场，电子轨迹向+X方向偏转；
- 1.5T垂直配置的磁场，电子轨迹向-Y方向偏转；

## 3.2 磁场校正因子计算结果

### 3.2.2 磁场与射线质对磁场校正因子的影响

- 并非磁场越大,  $k_B$  越大;
- 平行配置时磁场对  $k_B$  的影响更小;
- 平行配置时不同电离室剂量计在 1T 时,  $k_B \approx 1$ ;
- PTW31010, 1.5T 时  $k_B \approx 1$ ;

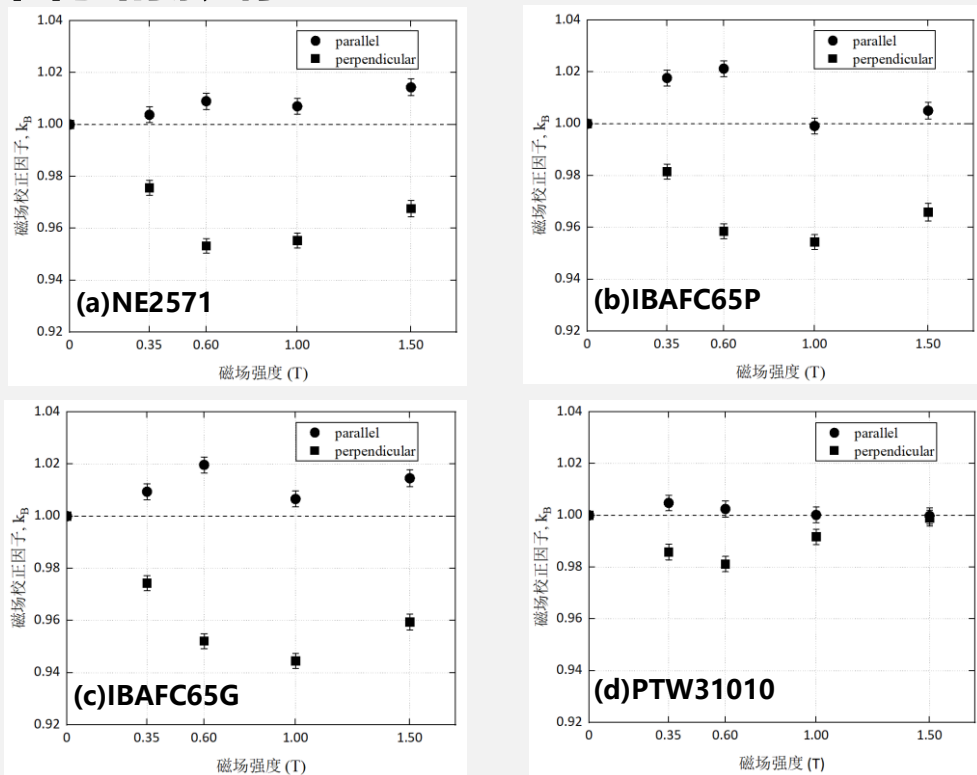


图3.11 平行和垂直磁场配置模式下不同磁场时磁场校正因子 $k_B$ 的值

## 3.2 磁场校正因子计算结果

### 3.2.2 磁场与射线质对磁场校正因子的影响

- 平行配置, Co-60的 $k_B$ 均小于7 MV的 $k_B$ ;
- 垂直配置, 随磁场的增加, Co-60与7 MV的 $k_B$ 相差越来越大;

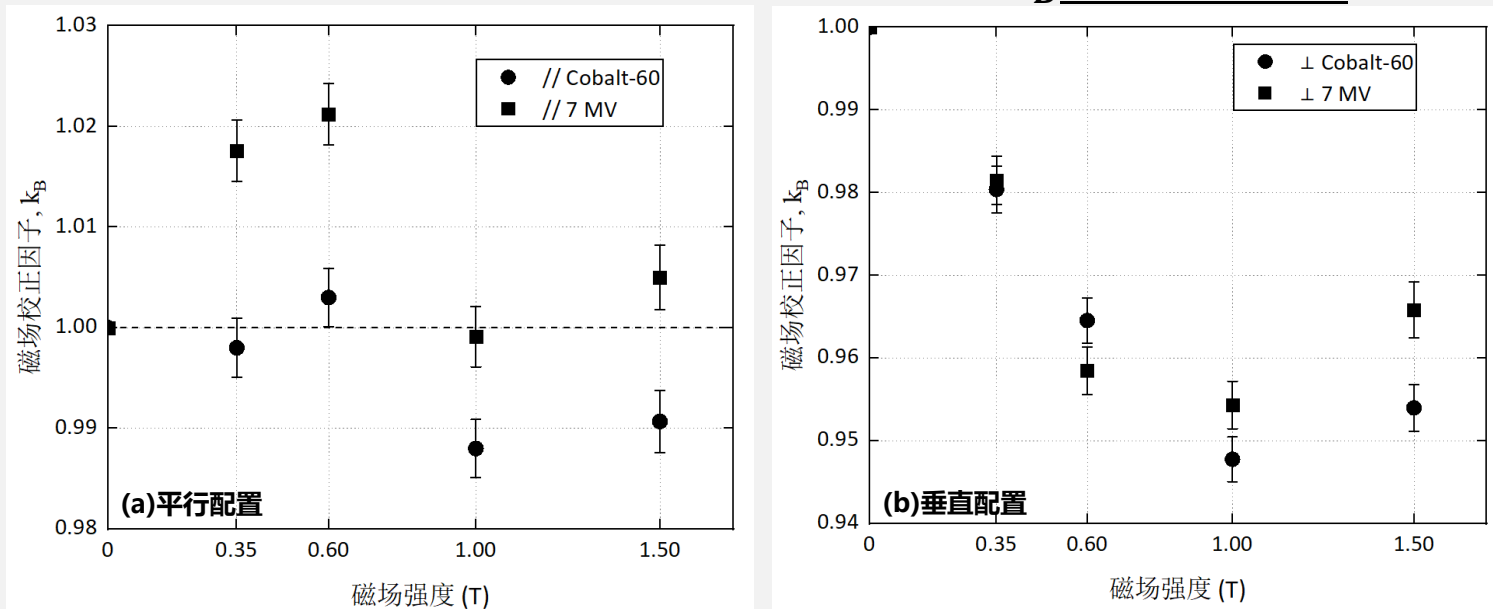


图3.16 7MV Elekta Unity和Co-60光子源在不同磁场大小和方向时磁场校正因子 $k_B$ 的值

## 3.2 磁场校正因子计算结果

### 3.2.3 模拟结果准确性验证

- 被研究最多的电离室剂量计IBAF65G;
- 射线质为7MV Elekta Unity光子;
- 本文的 $k_B$ 与其它文献中 $k_B$ 相差**小于1%**, 可以用模拟代替实验;

表3.4 本文模拟得到的1.5T磁场下IBAF65G电离室剂量计 $k_B$ 的值与已发表文献中的值对比

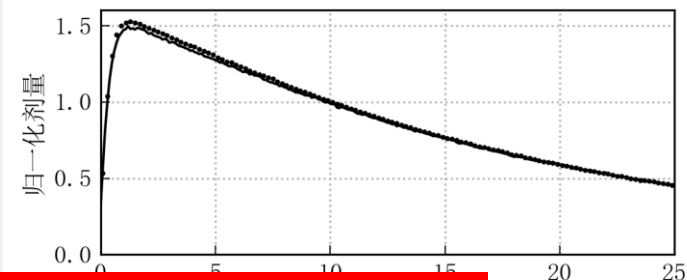
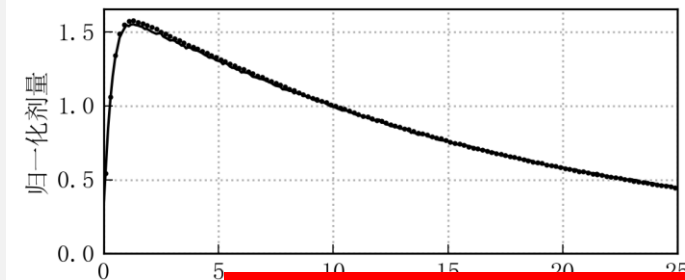
	参考文献	方法	$k_{B\perp}$	$k_{B\parallel}$
IBAF65G	本文 (Mao et al,2021) [1]	模拟-TOPAS	$0.966 \pm 0.003$	$1.005 \pm 0.003$
	Malkov et al.(2018)	模拟-EGSnrc	-	$0.992 \pm 0.001$
	Van Asselen et al.(2018)	实验	$0.957 \pm 0.002$	$1.002 \pm 0.003$
	Woodings et al.(2019)	实验	$0.965 \pm 0.004$	$1.000 \pm 0.004$
	De Prez et al.(2019)	实验	$0.956 \pm 0.004$	$0.995 \pm 0.004$

[1] Mao, L., et al. (2021). Radiation Physics and Chemistry, 183(February), 109405.

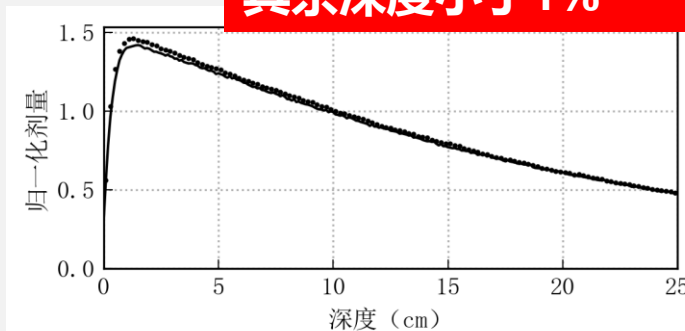
## 3.3 MRIgRT加速器虚拟源模型建模结果

## 任务三

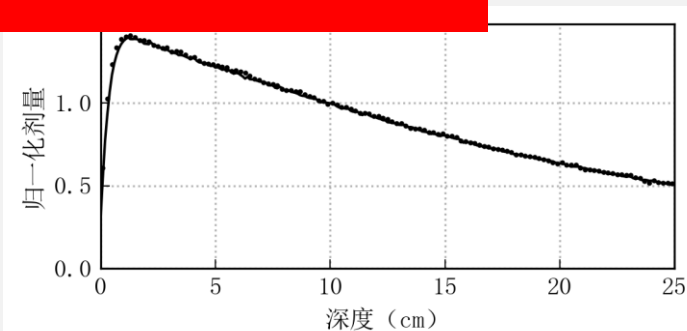
### 3.3.1 Elekta Unity机头虚拟源模型结果



剂量建成区相对百分差异的绝对值最大, 约4%;  
其余深度小于1%



(c)  $10 \times 10 \text{ cm}^2$



(d)  $20 \times 20 \text{ cm}^2$

图3.19 Elekta Unity虚拟源和测量数据水箱深度剂量对比

## 3.3 MRIgRT加速器虚拟源模型建模结果

### 3.3.1 Elekta Unity机头虚拟源模型结果

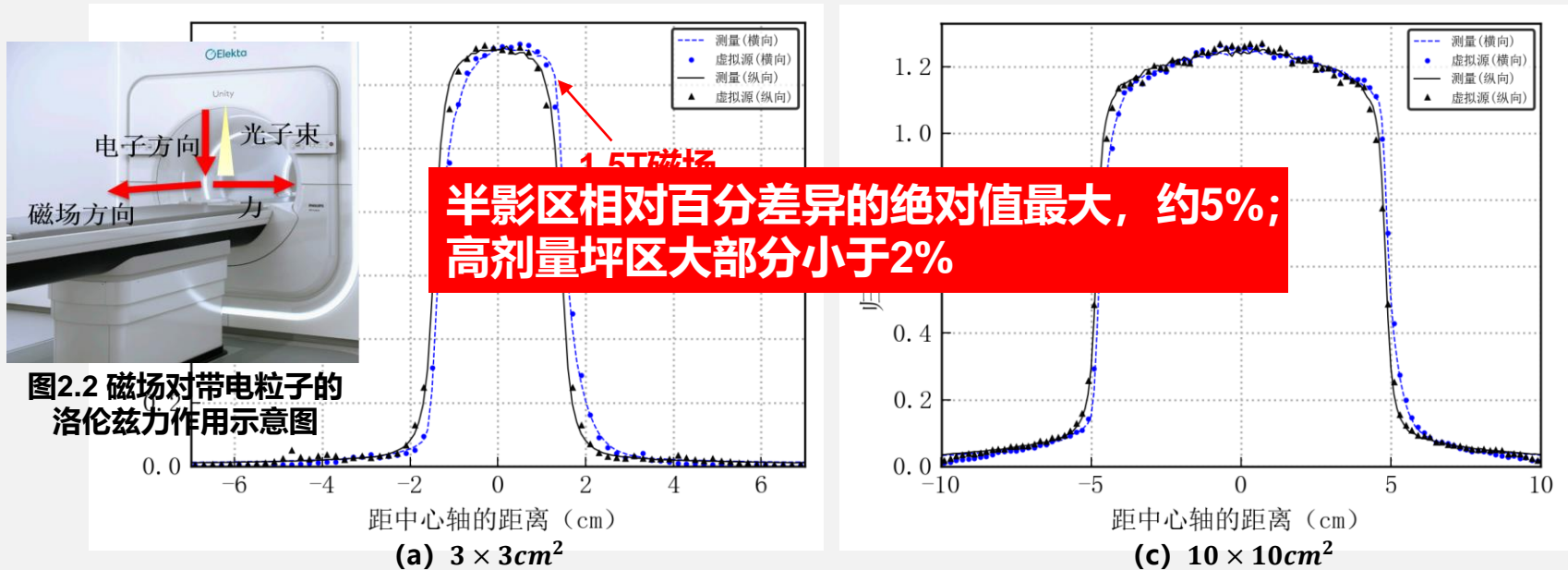


图3.21 Elekta Unity虚拟源和实验数据水箱5cm深度处横向剂量分布对比



## 3.3 MRIgRT加速器虚拟源模型建模结果

## 任务三

### 3.3.1 Elekta Unity机头虚拟源模型结果

- 8野患者水箱病例，虚拟源  
VS Monaco:
  - 2mm/2%的gamma通过率为**95.13%**，3mm/3%的gamma通过率为**99.29%**

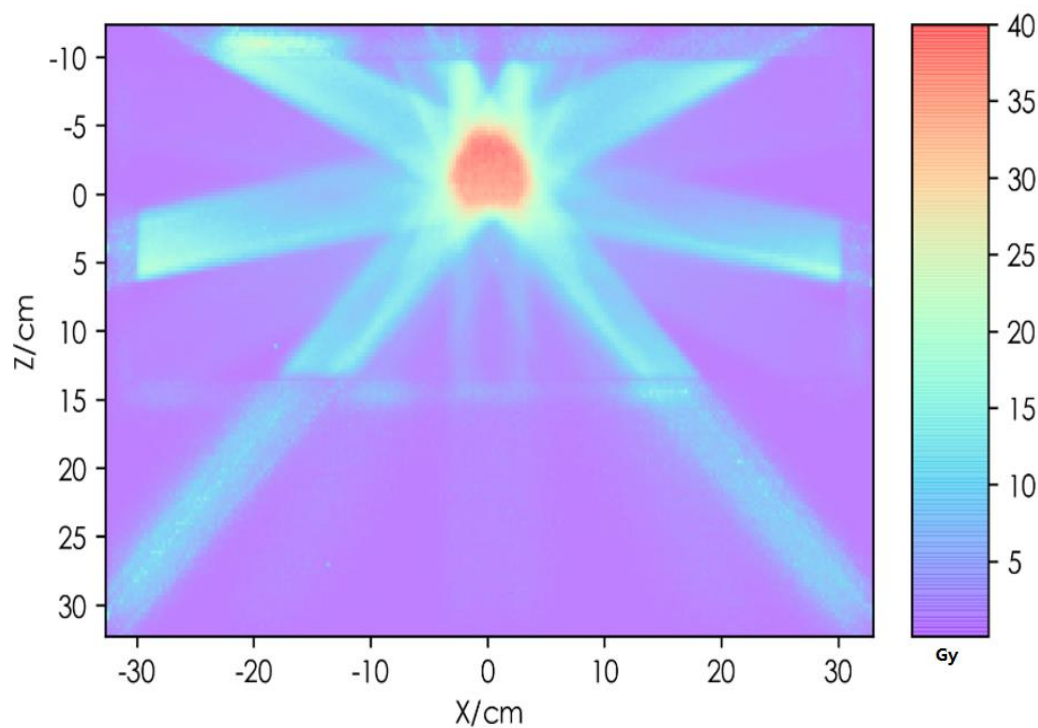
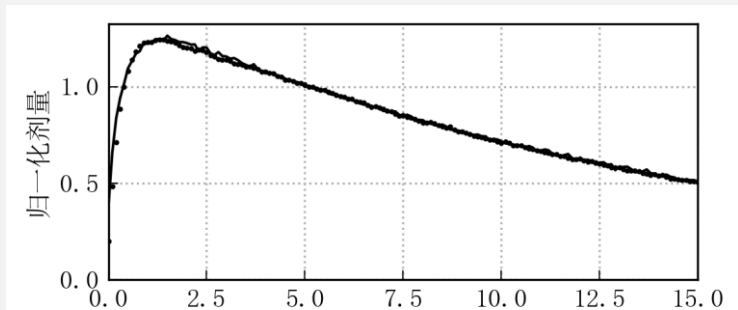


图3.23 Elekta Unity病例水箱剂量分布

## 3.3 MRIgRT加速器虚拟源模型建模结果

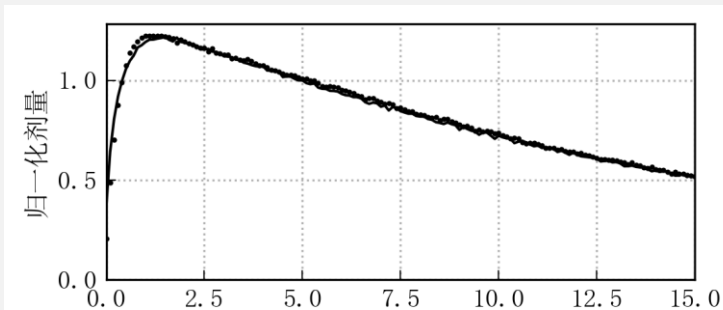
## 任务三

### 3.3.2 ViewRay MRIdian Linac机头虚拟源模型

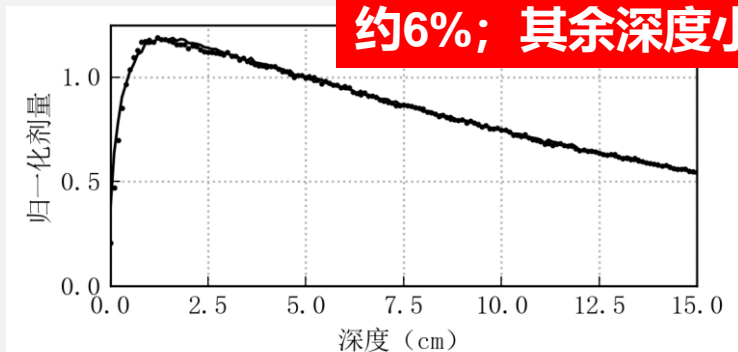


(a) 3.

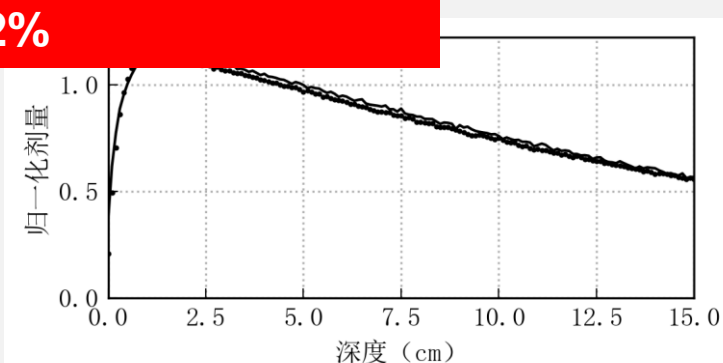
剂量建成区相对百分差异的绝对值最大, 约6%; 其余深度小于2%



22.4 × 22.4 cm<sup>2</sup>



(c) 10.8 × 10.8 cm<sup>2</sup>



(d) 22.4 × 22.4 cm<sup>2</sup>

图3.24 ViewRay MRIdian Linac虚拟源和测量数据水箱深度剂量对比

## 3.3 MRIgRT加速器虚拟源模型建模结果

## 任务三

### 3.3.2 ViewRay MRIdian Linac机头虚拟源模型

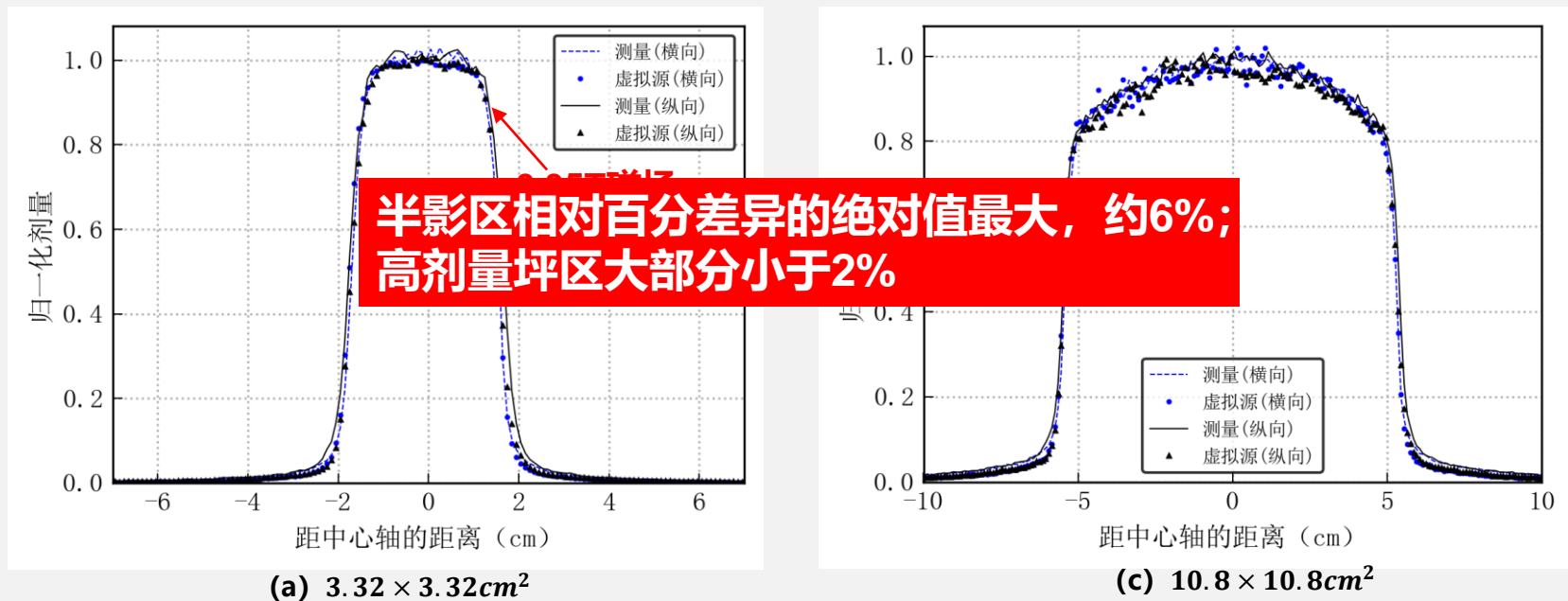


图3.26 ViewRay MRIdian Linac虚拟源和实验数据水箱5cm深度横向剂量分布对比



## 1 绪论



## 2 材料与方法



## 3 结果与讨论



## 4 总结与展望

## 4.1 总结

### ➤ 本课题完成了如下三个任务：

1. 任务一完成了在Archer中磁场模块的构建；
2. 任务二研究分析了参考条件下的磁场校正因子；
3. 任务三建立了基于虚拟源思想的两款核磁引导放射治疗加速器Elekta Unity和ViewRay MRIdian Linac加速器机头模型，并加入至ArcherQA中；

## 4.1 总结

第三方?  
磁场? 快速?

ArcherQA

➤ 本课题的创新点在于：表1.2 可用于MRIgRT系统QA的第三方独立剂量验证软件

1. 世界上首次研究和开发  
Unity和ViewRay MRI  
ArcherQA中；

系统	软件平台	简介	磁场
MRIdian Linac	Adaptive Linac QA	使用相空间文件作为源， 非第三方	有
Elekta Unity	ArtQA	二次MU验证工具	无
	RadCalc	点剂量计算工具	无
	EGSnrc	全机头蒙特卡洛建模， 速度慢	有

2. 提出了一种新的蒙特卡洛计算磁场校正因子 $k_B$ 的方法，首次全面计算了各大磁场下的 $k_B$ ；

$$k_B = \frac{D_{w,Q}^B / D_{ch,Q}^B}{D_{w,Q} / D_{ch,Q}}$$

0.35T, 0.6T, 1.0T, 1.5T

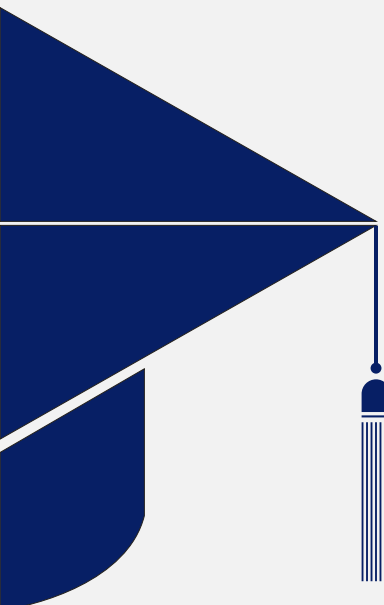
## 4.2 展望

### ➤ 未来的科研将考虑以下方面：

1. Archer中的磁场模块应该考虑空气中的输运准确性；
2. 使用Elekta Unity和ViewRay MRIdian Linac真实患者病例，对核磁引导放疗第三方独立剂量软件进行验证，使之真正用于临床实践。

# 致谢

---

- 
- 感谢导师徐榭教授在科研、为人处事等方面的细致指导，感谢裴曦副教授、陈志副教授在科研及生活上的帮助；
  - 感谢在美期间UCLA的Ke Sheng教授等、美国MD安德森癌症中心的Jihong Wang教授等提供的学习条件和数据支持；
  - 感谢台湾长庚大学赵自强教授、德国吉森-马尔堡大学医学中心Kilian-Simon Baumann博士的合作交流；
  - 感谢国家留学基金委的资助；
  - 感谢各位评审老师对本论文的意见。